

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und
Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

**Korrelationen antagonistischer
Materialeigenschaften dentaler Komposite und der
Vergleich unterschiedlicher Belichtungskonzepte**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Esther Jelen aus Mühldorf am Inn

2011

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität München

Berichterstatter: PD Dr. Nicoleta Ilie

Mitberichterstatter: PD Dr. Florian Beuer

PD Dr. Ekaterini Paschos

Dekan: Dr. med. Dr. h.C. Maximilian Reiser, FA
CR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 10.03.2011

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	9
2	Literaturübersicht.....	12
2.1	Beschaffenheit lichthärtender Komposite.....	13
2.1.1	Die Matrix.....	13
2.1.2	Die disperse Phase	14
2.1.3	Die Verbundphase.....	15
2.1.4	Initiatormoleküle.....	16
2.1.5	Weitere Additiva.....	17
2.2	Belichtungsquellen.....	18
2.2.1	Halogenlampen	18
2.2.2	LED-Lampen	20
2.2.3	Halogen vs. LED.....	21
2.2.4	Effekte auf Materialeigenschaften	22
2.3	Nachteile dentaler Komposite.....	24
2.3.1	Polymerisationsschrumpfung.....	24
2.3.2	C-Faktor	28
2.3.3	Gelpunkt.....	29
2.3.4	Konversionsrate	30
2.3.5	Mechanische Eigenschaften.....	31
2.3.5.1	Elastizitätsmodul und Kriechen	31
2.3.5.2	Härte.....	33
2.3.6	Kavität und Restaurationsgestaltung	34
2.3.7	Weiterentwicklung dentaler Komposite	35
3	Material und Methode.....	36
3.1	Verwendete Materialien.....	38
3.2	Polymerisationslampen.....	40
3.3	Methoden	43
3.4	Polymerisationskontraktionsmessung.....	44
3.5	Mikromechanische Eigenschaften	49
3.5.1	Universalhärtemessung	49
3.6	Konversionsrate	52
3.6.1	Infrarotspektroskopie	52
4	Ergebnisse	56
4.1	Polymerisationsschrumpfung und Gelpunkt.....	57
4.1.1	EsthetX: Kraftentwicklung und Schrumpfspannung	58
4.1.2	Tetric Ceram HB: Kraftentwicklung und Schrumpfspannung	61
4.1.3	Tetric Ceram: Kraftentwicklung und Schrumpfspannung.....	64
4.1.4	Gradia Direct posterior: Kraftentwicklung und Schrumpfspannung	67
4.1.5	Vergleich der Gelpunkte aller Materialien	70
4.1.6	Schrumpfspannung Soft-Start- vs. kontinuierlicher Belichtung.....	71

4.2	Mikromechanische Eigenschaften	72
4.2.1	EsthetX.....	72
4.2.2	Tetric Ceram HB.....	74
4.2.3	Tetric Ceram	75
4.2.4	Gradia Direct posterior	76
4.2.5	Übersicht der mikromechanischen Eigenschaften.....	77
4.3	Konversionsrate und Härteprofile.....	80
4.3.1	Konversionsrate von EsthetX	81
4.3.2	Konversionsrate von Tetric Ceram HB	86
4.3.3	Härteprofil EsthetX.....	90
4.3.4	Härteprofile für Tetric Ceram HB	92
4.3.5	Korrelationen	93
4.3.6	Effektstärke der Parameter (Eta-Quadrat)	95
4.3.7	Tendenzen	96
5	Diskussion.....	98
6	Schlussfolgerungen.....	114
7	Literaturverzeichnis	116
8	Abkürzungsverzeichnis.....	128
9	Lebenslauf.....	129
10	Danksagung	130

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Reaktion des Silans mit den Si-O-H Gruppen der Fülloberfläche und dem reaktiven Gruppen mit dem Kunststoff (web.uni-marburg.de/zahnmedizin/papers/MATERIAL/COMP).....</i>	<i>15</i>
<i>Abbildung 2: Spektralemission einer Halogenlampe (QTH) im Vergleich zum Absorptionsbereich von Kampferchinon (CQ) (Hammesfahr 2002).</i>	<i>19</i>
<i>Abbildung 3: Verknüpfungen des Phänomens der Schrumpfung (nach Watts 2003) 24</i>	
<i>Abbildung 4: Schematische Darstellung verschiedener C-Faktoren (Feizer et al. 1987)</i>	<i>28</i>
<i>Abbildung 5: Graphische Übersicht der Methoden.....</i>	<i>37</i>
<i>Abbildung 6: Normierte Emissionsspektren der getesteten Polymerisationslampen mit jeweiliger Gesamtstrahlungsdichte bzw. -intensität. (Ilie 2006)</i>	<i>41</i>
<i>Abbildung 7: Stress-Strain-Analyzer Dullin 1999, München</i>	<i>44</i>
<i>Abbildung 8: Messaufbau des Stress-Strain-Analyzers nach Dullin</i>	<i>45</i>
<i>Abbildung 9: Probengeometrie der Schrumpfmessung</i>	<i>45</i>
<i>Abbildung 10: Geometrie der Aluminiumattachments</i>	<i>47</i>
<i>Abbildung 11: Kraft-Zeit-Diagramm.....</i>	<i>48</i>
<i>Abbildung 12: Universalhärtemessgerät (Fischerscope H100C, Sindelfingen, Deutschland).....</i>	<i>49</i>
<i>Abbildung 13: Schrittweises Eindringen der Diamantpyramide während des Messvorgangs (Helmut Fischer GmbH & Co. KG, Sindelfingen).....</i>	<i>50</i>
<i>Abbildung 14: Schematische Darstellung des FTIR-Systems nach Keck Interdisciplinary Surface Science Center (www.nuance.northwestern.edu/keckii/)..</i>	<i>52</i>
<i>Abbildung 15: FTIR-Spektrometer Nexus, Thermo Nicolet, Madison, USA</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 16: Probenherstellung in 2 mm und 6 mm Schichtung (Ilie 2009)</i>	<i>54</i>
<i>Abbildung 17: Kraft-Zeit-Diagramm der Schrumpfkraft von EsthetX mit Belichtung der 20s Programme</i>	<i>58</i>
<i>Abbildung 18: Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von des Materials EsthetX bei Belichtung mit Astralis10 und Bluephase.....</i>	<i>59</i>
<i>Abbildung 19: Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von des Materials EsthetX bei Belichtung mit allen miniLED-Programmen.....</i>	<i>59</i>
<i>Abbildung 20: Kraft-Zeit-Diagramm der Schrumpfkraft von Tetric Ceram HB aller 20-Sekunden-Programme</i>	<i>61</i>
<i>Abbildung 21: Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von Tetric Ceram HB der Lampen Astralis10 und Bluephase</i>	<i>61</i>
<i>Abbildung 22: Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von Tetric Ceram HB der miniLED</i>	<i>62</i>
<i>Abbildung 23: Kraft-Zeit-Diagramm der Schrumpfkraft von Tetric Ceram</i>	<i>64</i>
<i>Abbildung 24: Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von Tetric Ceram</i>	<i>64</i>
<i>Abbildung 25: Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von Tetric Ceram mit der miniLED belichtet.....</i>	<i>65</i>
<i>Abbildung 26: Kraft-Zeit-Diagramm der Schrumpfkraft von Gradia Direct posterior 20-Sekunden-Programme</i>	<i>67</i>

<i>Abbildung 27: Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfschubspannung von Gradia Direct posterior mit den Lampen Astralis10 und Bluephase belichtet</i>	<i>67</i>
<i>Abbildung 28: Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfschubspannung von Gradia Direct posterior mit der miniLED belichtet</i>	<i>68</i>
<i>Abbildung 29: Säulendiagramm der Gelpunkte aller Materialien in Abhängigkeit zur Belichtungsart</i>	<i>70</i>
<i>Abbildung 30: Vickershärte der verschiedenen Belichtungsmodi des Komposits EsthetX</i>	<i>72</i>
<i>Abbildung 31: Elastizitätsmodul von EsthetX nach den 13 verschiedenen Belichtungsprogrammen angeordnet</i>	<i>73</i>
<i>Abbildung 32: Vickershärte der verschiedenen Belichtungsmodi des Komposits Tetric Ceram HB</i>	<i>74</i>
<i>Abbildung 33: Elastizitätsmodul von Tetric Ceram HB nach den 13 verschiedenen Belichtungsprogrammen angeordnet</i>	<i>74</i>
<i>Abbildung 34: Vickershärte des Komposits Tetric Ceram zu den verschiedenen Belichtungsprogrammen</i>	<i>75</i>
<i>Abbildung 35: Elastizitätsmodul von Tetric Ceram nach den 13 verschiedenen Belichtungsprogrammen angeordnet</i>	<i>75</i>
<i>Abbildung 36: Vickershärte des Komposits Gradia Direct posterior zu den verschiedenen Belichtungsprogrammen</i>	<i>76</i>
<i>Abbildung 37: Elastizitätsmodul von Gradia Direct posterior nach den 13 verschiedenen Belichtungsprogrammen angeordnet</i>	<i>76</i>
<i>Abbildung 38: Variation der Konversionsrate nach Belichtung für 10s, 20s und 40s an den Unterseiten von Proben mit 2mm Schichtdicke gemessen</i>	<i>81</i>
<i>Abbildung 39: Variation der Konversionsrate nach Belichtung für 10s, 20s und 40s an den Unterseiten von Proben mit einer Schichtdicke von 6mm, in je 3 Inkrementen à 2mm eingebracht</i>	<i>81</i>
<i>Abbildung 40: Vergleich der 20 Sekunden Programme aller verwendeten Lampen für EsthetX der Proben von 2mm Schichtdicke in Fokus der ersten 60 Sekunden</i>	<i>82</i>
<i>Abbildung 41: Vergleich der 20 Sekunden Programme in den ersten 60 Sekunden aller verwendeten Lampen für EsthetX der Proben mit 6mm Schichtdicke, jeweils in 3 x 2mm Inkrementen</i>	<i>83</i>
<i>Abbildung 42: Mittelwerte der Konversionsrate gemessen in Echtzeit als Funktion der Zeit nach Belichtung mit der LED-Polymerisationslampe Bluephase für 10, 20 und 40 s.</i>	<i>84</i>
<i>Abbildung 43: Variation der Konversionsrate nach Belichtung für 10 s, 20 s und 40 s an den Unterseiten von Proben mit 2 mm Schichtdicke gemessen</i>	<i>86</i>
<i>Abbildung 44: Variation der Konversionsrate nach Belichtung für 10 s, 20 s und 40 s an den Unterseiten von Proben mit einer Schichtdicke von 6mm, in je 3 Inkrementen à 2 mm eingebracht</i>	<i>86</i>
<i>Abbildung 45: Vergleich der 20-Sekunden-Programme aller verwendeten Lampen für TetricCeram HB der Proben mit 2 mm Schichtdicke</i>	<i>87</i>
<i>Abbildung 46: Vergleich der 20-Sekunden-Programme aller verwendeten Lampen für Tetric Ceram HB der Proben mit 6 mm Schichtdicke, jeweils in 3 x 2 mm Inkrementen</i>	<i>87</i>
<i>Abbildung 47: Mittelwerte der Konversionsrate von Tetric Ceram HB gemessen in Echtzeit als Funktion der Zeit nach Belichtung mit der Halogen Polymerisationslampe Astralis10 für 10, 20 und 40 s.</i>	<i>88</i>

<i>Abbildung 48: Simulation einer Molarenkavität mit Verlauf der Härteprofile in die Tiefe, EsthetX mittels Bluephase polymerisiert</i>	<i>90</i>
<i>Abbildung 49: Tendenzen der Schrumpfungskraft aller Materialien als Funktion der Dosis</i>	<i>96</i>
<i>Abbildung 50: Tendenzen der Konversionsrate der 2mm-Proben aller Materialien als Funktion der Dosis</i>	<i>97</i>
<i>Abbildung 51: Tendenzen der Konversionsrate der 6 mm Proben der Materialien EsthetX und Tetric Ceram HB als Funktion der Dosis.....</i>	<i>97</i>

1 Einleitung

Im Bereich der restaurativen Zahnheilkunde sind heutzutage lichthärtende Komposite als Füllungsmaterial nicht mehr zu umgehen. Der Wunsch der Patienten nach ästhetischen und „weißen“, bzw. „zahnfarbenen“ Füllungen wird immer größer und anspruchsvoller. Diesem Wunsch versucht die Industrie mit einer inzwischen unüberschaubaren Anzahl auf dem Markt befindlicher Materialien gerecht zu werden. Dabei soll der praktizierende Zahnarzt das vermeintlich „beste“ Material auswählen und seinen Patienten anbieten. Doch wie geschieht solch eine schwierige Auswahl? Meist durch Testen und Anwenden in der eigenen Praxis, demnach empirisch. Die Kriterien dabei sind in erster Linie die Einfachheit der Anwendung, die ästhetischen Resultate und nicht zuletzt die Langlebigkeit solcher Füllungen. Doch viele Faktoren hängen nicht nur von der Zusammensetzung des Materials ab, sondern vor allem von der Handhabung und Verarbeitung. Somit ist der Ruf nach einfachen Abläufen, unkomplizierten Systemen und reproduzierbaren Ergebnissen nach wie vor aktuell. In diesem Fall ist die Forschung gefragt, doch um neue Materialien zu entwickeln bedarf es einer genauen Kenntnis der komplexen Abläufe während der Polymerisation und der verschiedenen Eigenschaften der Komposite. Darüber hinaus sind die systematische experimentelle Prüfung der Materialien und die detaillierte Analyse der Zusammenhänge der verschiedenen Eigenschaften essentiell.

Trotz starker Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung in den letzten Jahren bleibt diese der Hauptnegativfaktor im Versagen einer Kompositrestauration (Lutz et al. 1991). Während der Polymerisation der Kunststoffe kommt es zu einer Volumenreduktion, diese tritt an den Kontaktflächen zwischen Füllung und Zahn als so genannte Kontraktionsspannung auf (Bowen 1967 und 1983, Feilzer 1987, Ferracane 2004). Auswirkungen dieser Spannung sind Randspaltbildung (Kidd 1985), Entstehung pulpitischer Beschwerden, die auch als postoperative Schmerzen bezeichnet werden und sogar Schmelzfrakturen. Die Folgen sind bekannt: Rekontamination durch Bakterien (Brännström 1984), Entstehung einer Sekundärkaries (Wilson 1997), Verlust der Füllung, weiterer Verlust von Zahnhartsubstanz bis hin zur Einbuße der Zahnvitalität.

Auch die Weiterentwicklung der Belichtungssysteme von Halogen-, Plasma- und LED-Lampen beinhaltet mitunter eine große Auswahlmöglichkeit in der Art des Polymerisationsmusters, dabei können sich Lichtintensität, Belichtungsprogrammierung und Spektrum erheblich voneinander unterscheiden. Deshalb ist es notwendig das Belichtungssystem im Zusammenhang mit dem Komposit näher zu betrachten. Die Art der Lichtaktivierung ist für die Qualität und somit auch für die Lebensdauer des Materials entscheidend. Eine hohe Polymerisationsrate hat positive Auswirkungen, indem die mechanischen Eigenschaften verbessert werden, die Stabilität der chemischen Struktur bewahrt wird, dadurch eine höhere Haltbarkeit der Restauration gewährleistet werden kann und vor allem das Wohlergehen des Patienten gesichert wird. Denn verbleiben Restmonomere und Oligomere durch unvollständiges Aushärten im Material, können diese durch den Speichel herausgelöst werden und zu allergischen Reaktionen führen. Überempfindlichkeiten und Gingivairritationen müssen im Zusammenhang mit der zunehmenden Sensibilisierung der Bevölkerung bedacht werden. In Einzelfällen kann der Restmonomergehalt auch pulpitisches Beschwerden, bis hin zur Pulpitis hervorrufen (Brännström 1984).

Diese beiden genannten Faktoren, Polymerisationsschrumpfung und Konversionsrate sind allerdings antagonistische Eigenschaften. Das heißt, je höher ein Komposit endpolymerisiert ist, desto höher ist die Schrumpfung. Andererseits gewährleistet eine höhere Konversionsrate verbesserte mechanische Eigenschaften (Silikas 2000).

Ziel dieser Studie war es daher, die wechselseitigen Beziehungen von Schrumpfungsverhalten und Konversionsrate in Bezug auf Belichtungsart und -dauer, mikromechanische Eigenschaften sowie der Kavitätieftiefe und dem Einfluss der Belichtungsquelle aufzuzeigen. Hierzu wurden bestehende Messmethoden (Polymerisationsschrumpfung, Universalhärteversuch, Kriechen, Elastizitätsmodul und Fourier-Transformierte-Infrarot-Spektralanalyse) und Messsystematik zur Materialcharakterisierung handelsüblicher Komposite und Polymerisationslampen verwendet. Die Studie soll in ihrer Vorgehensweise zunächst die einzelnen Parameter analysieren und schließlich mit einer Gesamtübersicht die Korrelationen hervorheben.

Fragestellungen:

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung wird anhand folgender Fragestellungen zusammengefasst. Eine systematische Versuchsanordnung sollte dabei entwickelt werden, die aussagekräftige Werte zu einer routinierten Vorgehensweise in der Erfassung von Materialeigenschaften führt. Der Einfluss verschiedener Lichtpolymerisationslampen und Belichtungskonzepte auf das Polymerisationsverhalten unterschiedlicher Materialien sollte getestet und beurteilt werden.

- Welchen Einfluss haben unterschiedliche Belichtungskonzepte und –arten auf die Polymerisationsschrumpfung und -spannung?
- Welchen Einfluss haben die Intensität und die Dosis der Polymerisationslampe auf die mikromechanischen Eigenschaften, sowie auf die Konversionsrate und Schrumpfspannung?
- Ist eine verkürzte Belichtungszeit von zehn Sekunden ausreichend?
- Wie wirkt sich die Variation der Belichtungsdauer auf die mechanischen Eigenschaften und die Konversionsrate des Werkstoffes aus?
- Welchen Effekt hat eine Nachpolymerisation nach beendeter Belichtung?
- Welchen Einfluss auf die Schrumpfung und die mikromechanischen Eigenschaften haben die unterschiedlichen Zusammensetzungen der Materialien?
- Wie korrelierten die mikromechanischen Eigenschaften Härte, Elastizitätsmodul und Kriechen mit der Konversionsrate und der Polymerisationsschrumpfung?

2 Literaturübersicht

Geschichtlich geht die Entwicklung von Kunststoffen bis ins 19. Jahrhundert zurück, doch speziell die Verwendung in der Zahnheilkunde ermöglichte, unter anderem Röhm 1936, durch die Entdeckung des Polymerisationsverhaltens von Polymethylmethacrylaten (PMMA). Dieses als Plexiglas bezeichnete Material besteht aus Makromolekülen, deren Grundbaustein flüssige Monomere des Methacrylsäuremethylesters (MMA) sind, die über eine entsprechende Polymerisationsreaktion in ein Polymer überführt werden. In den vierziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts begann man sie als Füllungswerkstoffe in der Zahnmedizin einzuführen. Die Polymerisation fand bei Körpertemperatur statt (Mc Lean 1950). Das Problem des PMMA war jedoch die ungenügende Abrasionsstabilität und extrem hohe Polymerisationsschrumpfung (bis zu acht Volumenprozent), dazu verfärbte sich das Material nach nur kurzer Liegedauer. Darüber hinaus wurde eine Pulpatoxizität aufgrund des hohen Restmonomergehaltes vermutet (Pfaffenberg et al 1953). Bowen entwickelte schließlich auf der Suche nach einem Material mit besseren physikalischen und chemischen Eigenschaften 1962 das aromatische Dimethacrylat Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) als ein Additionsprodukt eines Epoxidharzes und der Methylmethacrylsäure, welches er mit silanisierten Füllpartikeln vermischte. Die Silanschicht diente dabei dem chemischen Verbund zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllern.

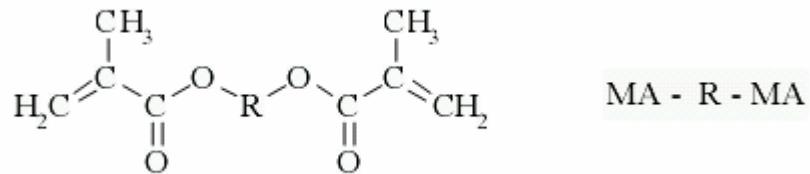
1973 erfolgte neben den chemisch polymerisierenden Kunststoffen die Einführung der lichthärtenden Komposite mittels UV-Lichtgeräten (Wellenlänge < 400 nm). Damit war der Grundstein für die Entwicklung der heutigen Kompositmaterialien gelegt.

2.1 Beschaffenheit lichthärtender Komposite

Moderne zahnärztliche Kompositmaterialien bestehen aus einem Konglomerat unterschiedlicher Bestandteile, die die Eigenschaften des Werkstoffs beeinflussen. Die drei Hauptbestandteile sind die organische Matrix, die disperse Phase und die Verbundphase (Lutz et al.1983).

2.1.1 Die Matrix

Die Matrix besteht im nicht polymerisierten Zustand aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und anderen Additiva (Janda 1988). Bei den verwendeten Monomeren handelt es sich fast ausschließlich um mehrfunktionelle Methacrylate mit der vereinfachten Grundformel: MA-R-MA.



Das mit R bezeichnete organische Zwischenglied können aliphatische Ketten, Urethanpräpolymere, aromatische Ringe und Polyäther sein. Diese sind vor allem für die mechanischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, den Polymerisationsgrad, die Viskosität und zahlreiche andere Eigenschaften verantwortlich. MA steht für die Methacrylsäureester-Reste (Hellwig et al. 2009). Häufig vorkommende Dimethacrylate sind Bis-GMA, UDMA (Urethandimethacrylat), oder TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat), das wie EGDMA (Ethylenglycoldimethacrylat) ein niedermolekulares Dimethacrylat ist. Letztere stellen Verdünnermonomere dar, die eine verbesserte Verarbeitung ermöglichen, aber auch eine erhöhte Schrumpfung verursachen (Patel 1987, Venhoven 1993, Stansbury 2005).

2.1.2 Die disperse Phase

Die disperse bzw. anorganische Phase setzt sich hauptsächlich aus anorganischen Füllpartikeln zusammen. Diese Füllpartikel bestehen meist aus Quarz, Silikat und Siliziumoxid. Feine Füller bestehen vorwiegend aus Quarz und Lithium-Aluminium-Silikat. Des Weiteren dienen die enthaltenen Barium-, Strontium-, Zink- oder Ytterbiumgläser der Erzeugung der Röntgenopazität, die proportional zum Gehalt des jeweiligen Elementes ist. Mikrofeine Füller sind kolloidale Silika- oder Kieselsäurepartikel (Craig 2004). Die Komposite können grundsätzlich nach ihrer Füllkörpergröße, Füllgrad und Monomerkategorie unterteilt werden. Vorwiegend werden Quarz, Silikat und Siliziumoxid als anorganische Füllkörper in variabler Größe und Gehalt verwendet und klassifizieren die heutigen Komposite. Dabei unterscheidet man konventionelle Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkomposite. Die konventionellen Komposite haben eine durchschnittliche Füllkörpergröße von 1,5 bis 5 μm (Makrofüller) und gelten als veraltet. Durch die schlechte Polierbarkeit sowie das schlechte Verschleiß- und Abrasionsverhalten wurden diese Komposite immer mehr durch Mikrofüllerkomposite ersetzt. Diese enthalten eine Füllkörpergröße unter 1 μm , denen in unterschiedlichen Herstellungsverfahren inhomogene Füllkörper beigemischt werden, um akzeptable Füllereigenschaften zu erzielen. Diese jedoch weisen trotz besserer Polierbarkeit eine höhere Schrumpfung und Anfälligkeit für Risse auf. Um also die Vorteile beider Kompositensysteme miteinander zu verbinden, kombiniert man die Füllkörper. Somit entstanden so genannte Hybridkomposite mit einem Gesamtfüllkörperanteil von bis zu 85 %, davon etwa 85-90 Gew% Makrofüller und 10-15 Gew% Mikrofüller. Die neue Generation der Komposite mit Nanofüllpartikeln hat eine durchschnittliche Partikelgröße zwischen 1 bis 10 nm wenngleich diese Füller als Cluster mit größeren Abmessungen vorliegen können (Craig 2004). Darüber hinaus führt eine Verringerung des Füllstoffanteils zu fließfähigen Kompositen. Die mechanischen Festigkeitswerte jedoch sind schlechter und die Polymerisationsschrumpfung höher, daher ist die Indikationsstellung eine andere als bei Hybridkompositen. Das Ausmaß der Volumenschrumpfung eines Komposits wird durch dessen Fülleranteils und – Zusammensetzung, sowie der Konversionsrate dessen Matrix bestimmt (Labella 1999, Braga 2005).

2.1.3 Die Verbundphase

Die Verbundphase stellt einen Haftvermittler zwischen hydrophober Matrix und hydrophilen Füllkörpern dar. Die dabei verwendeten Silane, wie z. B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan, sind bifunktionelle Verbindungen, die in der Regel eine chemische Bindung zwischen der Matrix und den Füllkörpern ermöglichen. Die chemische Struktur des Silans mit dem Silizium an der zentralen Einheit und zwei unterschiedlichen funktionellen Gruppen erlaubt die Ausbildung von Wasserstoffbrückenbindungen zur Füllkörperoberfläche sowie die Reaktion des organischen Rests mit der Matrix. Dabei kommt es zu einer Hydrophobisierung der anorganischen Füller, welche die Koppelung in die Matrix ermöglicht. Dieser Effekt kommt durch den organischen Rest des an die Füllstoffoberfläche gebundenen Silans zustande. Zur Bereitstellung von H-Brücken muss im Vorfeld an einer funktionellen Gruppe des Silans eine Hydrolyse stattfinden.

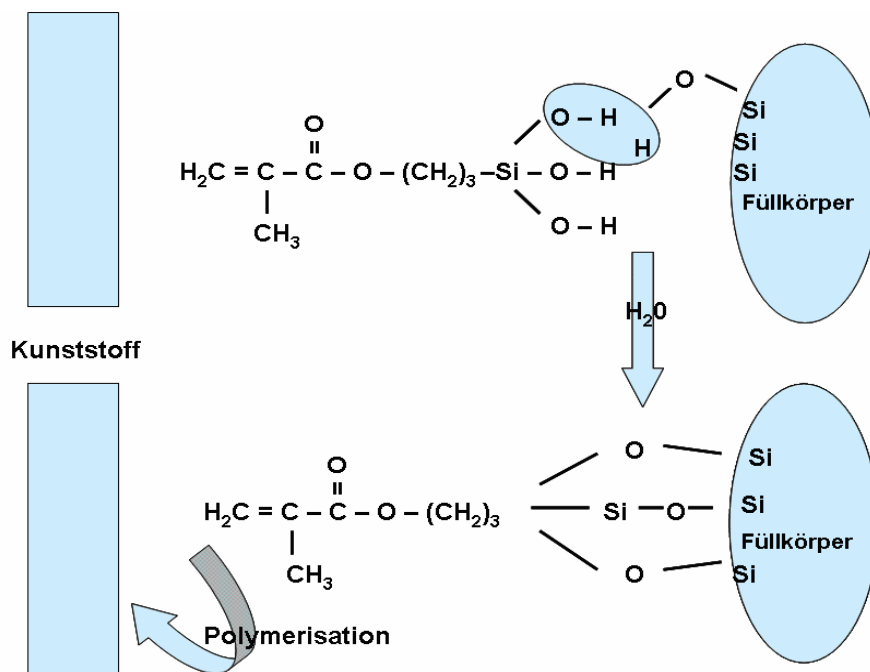
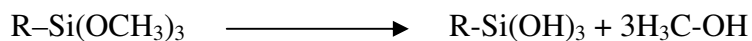


Abbildung 1:
 Reaktion des Silans mit den Si-O-H Gruppen der Füllkörperoberfläche und dem reaktiven Gruppen mit dem Kunststoff (web.uni-marburg.de/zahnmedizin/papers/MATERIAL/COMP)

Das dabei entstandene Silanol überzieht die Füllkörperoberfläche und kann durch ihre Oberflächenhydroxylgruppen unter Ausbildung kovalenter Bindungen kondensieren oder Wasserstoffbrückenbindungen eingehen. Durch die Silanbeschichtung wird eine gute Benetzbarkeit des Füllstoffes erreicht und somit die Einbindung der anorganischen Füller in die organische Matrix erst ermöglicht. Durch die Verringerung der Wasseraufnahme können die mechanischen Werte, wie Biegefestigkeit, Druckfestigkeit und Vickershärte deutlich erhöht werden. Trotz allem ist der chemische Verbund eine Schwachstelle in dentalen Kompositen, denn es besteht die Gefahr beispielsweise durch saure Hydrolyse, den chemischen Verbund zu lösen und Verschleißerscheinungen wie Abrasionen zu begünstigen (Söderholm 1984).

2.1.4 Initiatormoleküle

Unabhängig von der Art der Aushärtung wird die Polymerisation durch Anregung eines Initiatormoleküls eingeleitet. Dieses kann durch energiereiche Strahlung (Licht) oder durch einen chemischen Aktivator in Radikale umgesetzt werden. Die Radikale starten den Vernetzungsvorgang der Monomergruppen. Der häufig verwendete Fotoinitiator Kampferchinon (CQ) ist ein Diketon und hat sein Absorptionsmaximum bei einer Wellenlänge von 468 nm. Bei Belichtung geht das Molekül eine Reaktion mit einem tertiären Amin ein wodurch ein angeregter Komplex entsteht. Dieser zerfällt anschließend in ein Radikal und eine inaktive Komponente. Das Radikal setzt dann die oben genannte Polymerisationsverkettung in Gang (Standbury 2000). Die Reaktionsaffinität der Initiatoren ist für die vollständige Aushärtung, die sich im Polymerisationsgrad, oder der Konversionsrate der Doppelbindungen ausdrücken lässt von entscheidender Bedeutung. Je höher der Umsetzungsgrad der Doppelbindungen zu Einfachbindungen, desto besser sind die mechanischen und physikalischen Eigenschaften des Werkstoffes zu bewerten (Hellwig et al. 1999). Allerdings kann Kampferchinon die Farbstabilität des Komposits durch seine Eigenfarbe beeinträchtigen und ist bei sehr hellen Nuancen, wie z. B. bei Bleachingfarben kontraindiziert. Hier bietet sich die Verwendung eines alternativen Initiatorsystems wie etwa Lucerin an, das ein Maximum bei einer Wellenlänge von 390 nm besitzt (Hofmann 2002).

2.1.5 Weitere Additiva

Als Additiva werden Zusätze mit besonderen Eigenschaften bezeichnet, wie z.B. Stabilisatoren, Farbstoffe und Pigmente. Die Lagerungsfähigkeit und Haltbarkeit eines unpolymersierten Komposits wird durch Stabilisatoren gewährleistet, die eine vorzeitige Aushärtung verhindern (Janda 1988). In ihrer Funktion entsprechen sie also Inhibitoren, die aber bei einem zu hohen Gehalt auch negative Auswirkungen auf eine effektive Aushärtung des Werkstoffes haben können.

Farbstoffe, oder Pigmente verleihen den Werkstoffen die Farbnuancen, die möglichst den individuellen Nuancen der einzelnen Zähne entsprechen und dadurch vorzugsweise für den Patienten und seine Umwelt „unsichtbar“ sind. Dafür verwendete Farbstoffe sind meist anorganischer Natur und entsprechen Chrom-, Zirkonium-, oder Eisenoxiden (Kullmann 1990).

Andere Additiva die die Eigenschaften eines Werkstoffes beeinflussen können, sind in sehr unterschiedlichen Konzentrationen enthalten. Beispielhaft seien erwähnt: Weichmacher, Lichtschutzmittel und optische Aufheller (Hellwig 1999).

2.2 Belichtungsquellen

Licht ist eine elektromagnetische Strahlung mit einem breiten Spektrum an Energie, das durch Wellenlängen zwischen 380 und 780 nm dem sichtbaren Licht zugeordnet wird. Dabei besitzt das Licht einen Wellen-Teilchen-Dualismus, der durch die Quantenphysik erklärt wird. Das bedeutet, dass das Licht sowohl Wellen- als auch Teilcheneigenschaften besitzt. Im Bereiche von 780 nm⁻¹ mm wird von langwelliger Wärmestrahlung (Infrarot IR) und unterhalb einer Wellenlänge von 300 nm wird von kurzwelliger Ultraviolettstrahlung (UV) gesprochen. Vor allem die UV-Strahlung ist sehr energiereich und kann dadurch Elektronen in chemischen Verbindungen bewegen und diese dadurch zerstören. Entsprechend sind UV-Lampen aus arbeitshygienischen Gründen mit negativen Auswirkungen auf Gewebe und Material weitestgehend vom Dentalmarkt verdrängt worden. Infrarotes Licht kann innermolekulare Schwingungen mit generalisierter Molekularbewegung erzeugen und damit Wärme freisetzen. Die Energie reicht allerdings nicht zur Veränderung chemischer Verbindungen aus. Allerdings wirkt sich die dabei entstehende Wärme unter Umständen auf thermosensible Gewebe negativ aus. Konsequenzen in der Zahnheilkunde wären dabei eine übermäßige Erwärmung der Pulpa (Hofmann 2002, Hammesfahr 2002).

2.2.1 Halogenlampen

Halogenlampen (QTH = quartz tungsten halogen) funktionieren ähnlich den alltäglichen Glühlampen. Im Inneren eines Quarzglasleuchtkörpers befindet sich eine Wolframspindel, durch die der Strom fließt. Diese Wolframspindel stellt einen elektrischen Widerstand dar und wird durch den Stromfluss zum Glühen gebracht. Das Quarzglas ist mit einem Halogen-Edelgas-Gemisch gefüllt, das für den Kreislauffeffekt in der Halogenlampe sorgt. Die Wolframatomte werden auf Temperaturen bis zu 3000 °C erhitzt, verdampfen und setzen sich auf der Innenseite des Lampenglases ab. Durch die niedrigere Temperatur am Glas verbinden sich Wolfram und Halogen und kommen durch Konvektion zurück zur Spindel, an der sie

sich aufgrund der höheren Temperatur wieder trennen. Das Wolframatom lagert sich hierbei wieder an der Spindel ab und das Halogen wandert wieder nach außen um sich erneut mit dem Wolfram zu verbinden. Durch diesen Kreislauffeffekt wird die Innenseite des Lampenglases nicht schwarz und die Lichtmenge der Lampe bleibt konstant (Rueggeberg 1996, Ernst 2002).

Da Halogenlampen ein breites kontinuierliches Emissionsspektrum besitzen, werden durch Filter unerwünschte Spektralbereiche ausgeblendet. Der Hauptanteil des emittierten Lichts des Wolframdrahtes befindet sich im Infrarotbereich. Diese unerwünschten Bereiche würden zu einer zusätzlichen Wärmeentwicklung führen, die bei einer nur dünnen Restdentinschicht pulpaschädigend wirken können. Die emittierte Strahlung dieser Lampen wird zu einem Spektrum gefiltert, das bei 380 nm bis 400 nm beginnt und zwischen 500 bis 520 nm endet (Hofmann 2002). Das erzeugte Licht befindet sich somit im blauen Wellenlängenbereich und liegt nahe der Absorptionskurve von Kampferchinon. Die Leistungswerte konventioneller Halogenlampen liegen zwischen 268 mW/cm² und 863 mW/cm². Ab einer Strahlenflussdichte von mehr als 1000 mW/cm² spricht man von Hochenergie-Lampen (z.B. Astralis 10, Ivoclar Vivadent).

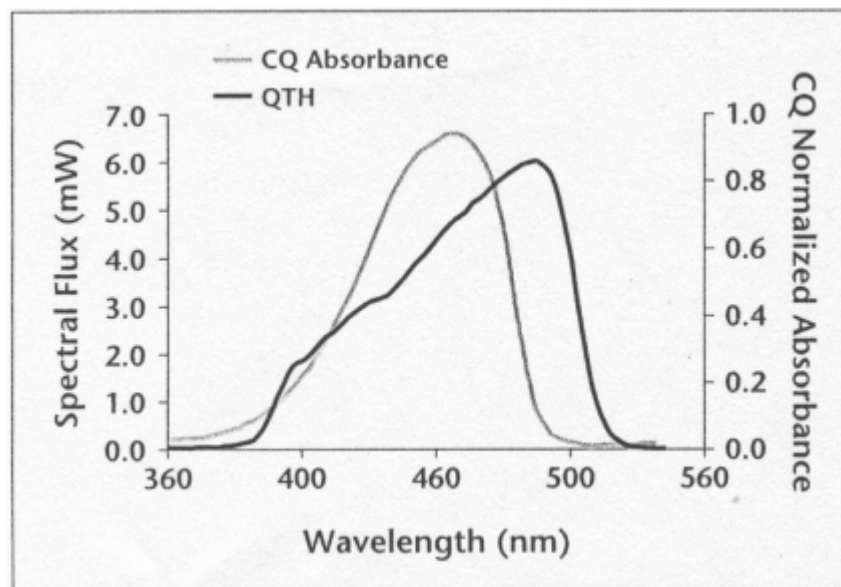


Abbildung 2:
Spektralemission einer Halogenlampe (QTH) im Vergleich zum Absorptionsbereich von Kampferchinon (CQ) (Hammesfahr 2002).

2.2.2 LED-Lampen

Die neuesten Entwicklungen in der Lichtpolymerisationstechnologie (2001) sind die LED-Lampen. Diese Licht emittierenden Dioden (Light Emitting Diode = LED) Lampen beruhen auf der Halbleitertechnik, bei der aus elektronisch angeregten Atomen Licht in geringer Intensität und mit beschränktem Spektrum ausgesendet wird. Quantenmechanische Effekte werden dabei zur Erzeugung von Photonen ausgenutzt. Genauer betrachtet handelt es sich bei einer LED um eine Kombination von zwei unterschiedlichen Halbleitern. N-dotierte Halbleiter besitzen überschüssige Elektronen auf dem Halbleiterelement, während p-dotierte Halbleiter einen Elektronenmangel aufweisen. Dadurch entstehen so genannte Elektronenlöcher. Durch Kombination dieser beiden Halbleitertypen und das Anlegen einer Spannung verbinden sich Elektronen des n-Leiters mit den Löchern des p-Leiters und die LED sendet ein charakteristisches Licht in einem spezifischen Wellenlängenbereich aus. Die Farbe des LED-Lichts, seine wichtigste Eigenschaft, wird durch die chemische Zusammensetzung der Halbleiter-Kombination bestimmt. In der Regel basieren sie auf Gallium-Nitrid und produzieren ein Lichtspektrum von ca. 400 bis 500 nm mit einem Emissionsmaximum bei 465 nm, das in das Absorptionsspektrum von Kampferchinon fällt (Mills and Jandt 1999, Stahl et al. 2000, Cattani-Lorente et al. 2003). Halbleiter wiederum sind durch ihre Bandlücke gekennzeichnet, die direkt für die Lichterzeugung genutzt wird. Wenn die Elektronen der Halbleiter-Kombination vom höheren zum niedrigeren Energieniveau springen, wird die Energiedifferenz der Bandlücke in Form eines Photons abgegeben (Schubert 2006, Hering 2007).

Anders als Glühlampen sind Leuchtdioden keine Temperaturstrahler. Sie emittieren Licht in einem begrenzten Spektralbereich, das Licht ist nahezu monochrom. Deshalb sind sie besonders effizient im Vergleich zu anderen Lichtquellen, bei denen Farbfilter den größten Teil des Spektrums herausfiltern. Lange Zeit konnten LEDs nicht für alle Farben des sichtbaren Spektrums gefertigt werden. So scheiterte der Einsatz grüner LEDs nicht nur an deren geringer Effizienz, sondern auch daran, dass die geforderte blaugrüne Lichtfarbe nicht verfügbar war. Blaue LEDs gibt es erst seit wenigen Jahren, doch die Entwicklung läuft ungebrems in Richtung effizienter und Strom sparender Geräte.

2.2.3 Halogen vs. LED

Mit einer elektrischen Leistung von 75 Watt erzeugt die Wolfram-Halogen-Lampe eine ausreichende Lichtmenge im blauen Spektralbereich. Davon sind allerdings nur 2 % der Energie als Nutzlicht verfügbar und 98 % verpuffen als Hitze und bedürfen Hitze abführender Ventilatoren (Lutz 1992). Um die effektive blaue Strahlung zu erzeugen, benötigen Halogenlampen Filter, die die Wärme erzeugende Infrarotstrahlung absorbieren. Letztendlich steht nur 0,7 % der aufgewendeten Energie für die Lichtpolymerisation zur Verfügung. Nach drei bis neun Monaten kann es schon zu Leistungsverlusten durch Ablagerungen des Metaldampfes an der Glasinnenseite kommen. Die durchschnittliche Lebenserwartung einer Halogenglühbirne liegt bei 100 Stunden, dabei nimmt die Intensität im Laufe der Zeit ab. Die Leuchtkörper weisen damit eine relative kurze Lebensdauer auf (Rueggeberg et al. 1996). Auch während der Gebrauchsphase kann die Leistung variieren. Dieser Leistungsabfall führt zu einer Reduktion der Polymerisationstiefe und somit zu schlechteren physikalischen Eigenschaften (Barghi et al. 1994). Die maximalen Polymerisationstiefen werden, abhängig von Farbe und Füllkörperanteil des Komposits, in der Literatur mit zwei bis vier Millimetern angegeben. Diese Schichtdicke sollte auch bei der Inkrementtechnik nicht überschritten werden (Ernst et al. 2002).

Das emittierte Licht von LED-Lampen liegt mit 450-490 nm genau im Bereich des Absorptionsmaximums des Photoinitiators Kampferchinon (468 nm). Die elektrische Leistung, die eine LED benötigt, beträgt lediglich fünf Watt und entwickelt kaum Wärme. Der relativ hohe Wirkungsgrad liegt bei 7 %, das ist zehn Mal so hoch wie bei einem Halogengerät. Infolgedessen wird weniger Energie in Form von Wärme frei und die Gefahr der Überhitzung des Pulpagewebes ist unwahrscheinlicher (Hofmann 2002, Uhl 2003). Zur Handhabung besteht der enorme Vorteil darin, dass die Lampe durch den geringen Stromverbrauch kabellos mit Akkumulatoren betrieben werden kann und wesentlich zierlicher in der Form durch entbehrliche Lüftungsvorrichtungen gestaltet werden kann. Auch die deutliche Geräuschreduktion ohne Ventilation ist nicht unbeachtlich. Die Lebenserwartung von LEDs liegt bei mehr als 10.000 Stunden, dabei kommt es lediglich zu einer sehr geringen Abnahme

der Strahlenflussdichte (Schubert 2006). Untersuchungen zeigten, dass sich Intensität und Effizienz der Photoinitiation proportional zueinander verhalten, so dass die Belichtungszeit mit LEDs um bis zu 25 % verkürzt werden kann (Hammesfahr 2002, Kimmel 2002).

2.2.4 Effekte auf Materialeigenschaften

Es wurde anhand von Studien belegt, dass höhere Belichtungsintensitäten mechanische Eigenschaften verbessern (Rueggeberg 1994). Es entstand der Trend zur Entwicklung leistungsstarker Polymerisationsgeräte. Dies führte allerdings zu höheren Spannungen aufgrund von erhöhter Schrumpfung des Materials. Es besteht also ein direkt proportionaler Zusammenhang von Polymerisationsschrumpfung und Lichtintensität (Sakaguchi 1992).

Des Weiteren hängt die Geschwindigkeit der Polymerisation von der Anzahl der Fotoinitiatoren ab, die im Material enthalten sind sowie der Anzahl und der Energie der Photonen, denen das Material ausgesetzt wird. Die Aktivierung erfolgt, wie in Kapitel 2.3.3 beschrieben, effektiver wenn die Wellenlänge dem Absorptionsmaximum des Initiators entspricht (Nomoto 1997). Diese Sachverhalte führen zu der Überlegung, dass die Dosis, die der Photonenzahl entspricht, mit der Lichtintensität durch den Faktor Zeit korreliert (Althoff 2000).

$$\text{Dosis} = \text{Lichtintensität} \times \text{Zeit}$$

Dieses Phänomen ist durchaus bekannt aus anderen Gebieten, wie etwa der Fotografie. Koran (1998) empfiehlt eine Belichtungsdosis bei ca. 1600 mWs/cm², um eine ausreichende Polymerisation zu erreichen. Das Ziel einer optimalen Polymerisation ist die Realisierung einer hohen Konversionsrate mit möglichst geringer Initiatoraktivität. Eine Reduzierung der Belichtungszeit um 50%, würde also nach obiger Gleichung eine Verdoppelung der Lichtintensität erfordern, um die Dosis konstant zu halten. Das Ziel ist es aber, interne Spannungen im Material möglichst gering zu halten. Eine hohe Intensität jedoch würde keine Chance auf Spannungsausgleich durch Fließvorgänge im Prä-Gelzustand bieten. Die

Komplexität dieses Sachverhaltes wird durch die Tatsache, dass Spannungsentwicklungen anhand von Reaktionskinetik hervorgerufen werden, verstärkt, zumal die Prä-Gelphase zeitlich limitiert ist. Vorausgegangene Studien zeigten, dass langsamere Polymerisationsvorgänge dem Material einen Zugewinn an Ausgleichsspielräumen ermöglichten. Folglich weisen niedrigere Polymerisationsraten weniger Volumenreduktionen und geringere Spannungen auf (Feilzer 1993, Mehl 1997, Braga 2002). Durch so genannte Soft-Start-Polymerisation und deren Modifikationen, wie etwa Step-Cure bzw. Soft-Start (miniLED: „Ramp“), wird in der initialen Phase der Polymerisation durch geringe Intensitäten die Umorganisation des Polymers ermöglicht (Davidson 1997). Diese Soft-Start-Technik wurde weiterentwickelt zur Puls-Verzögerung, die durch die Erzeugung eines kurzen Lichtblitzes hoher Intensität, gefolgt von der Endpolymerisation nach einer Pause von einigen Minuten zu einer Endpolymerisation führte. Studien belegten eine Stressverringerung von 19-30 % (Lim 2002). Die kontrovers diskutierte Vermutung liegt darin, dass bei diesen Belichtungsarten die Verzweigungsvorgänge im Polymer durch eine geringere Anzahl an Wachstumskernen, in einer eher linearen Richtung stattfinden (Asmussen 2001, 2002). Die Materialien die in dieser Art polymerisiert wurden, wiesen geringere Randspalten auf, ohne dass ein Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften und die Konversionsrate festgestellt werden konnte (Mehl 1997, Rueggeberg 1999, Silikas 2000). Letztere Hypothese konnte Asmussen 2002 nicht bestätigen und führte die Diskrepanzen der Ergebnisse auf die abweichenden Versuchsdurchführungen zurück.

2.3 Nachteile dentaler Komposite

Trotz zahlreicher Vorteile der Komposite und enormer Verbesserungen in den letzten Jahrzehnten ist das Bestreben nach weiterem Fortschritt und Perfektion ungebrochen. Dazu bedarf es der genauen Betrachtung der Fehlerquellen und Schwachstellen im System. Allem voran unterliegen Komposite der Volumenkontraktion während des Aushärtungsprozesses, die den Kernpunkt zahlreicher Studien darstellt. Dieses Phänomen wird durch unterschiedliche Faktoren beeinflusst und verlangt nach weiteren Untersuchungen.

2.3.1 Polymerisationsschrumpfung

Die Polymerisationsschrumpfung wird durch mehrere Faktoren beeinflusst, die in Abb. 2 veranschaulicht werden (Watts 2003). Die bedeutendsten Einblicke und Entwicklungen in das Phänomen der Polymerisationsschrumpfung wurden durch Davidson, de Gee, Feilzer und Alster errungen. Darunter zählt die Ermittlung des Effektes des C-Faktors auf das Ausmaß der Stressentwicklung.

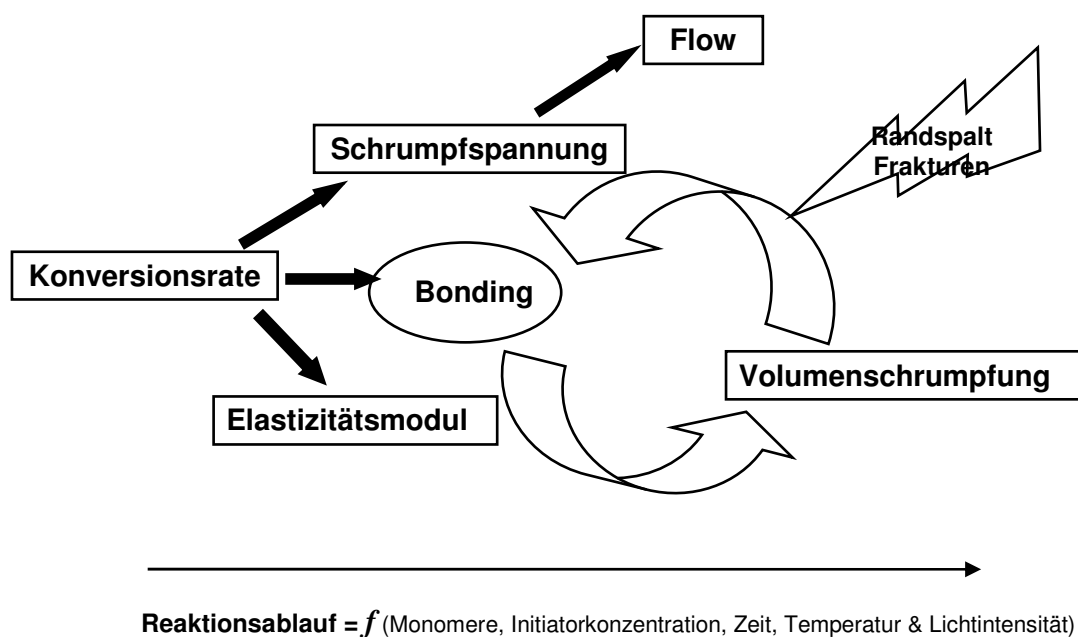


Abbildung 3:
Verknüpfungen des Phänomens der Schrumpfung (nach Watts 2003)

Seit erkannt wurde, dass die Volumenschrumpfung eine der Haupt- bzw. Grundvoraussetzung für die Randspaltbildung in dentalen Kompositrestaurationen ist, wurde ein beachtlicher Aufwand in die Minimierung der Schrumpfung während der Aushärtung investiert (Bowen 1967, Choi 2000, Ferracane 2003). Die Volumenreduktion während des Polymerisationsprozesses hat Schrumpfspannungen zur Folge. Diese entstehen durch die Umwandlung der Kohlenstoffdoppelbindungen zu kovalenten Einfachbindungen, dabei kommt es zu Veränderungen der interatomaren Räume der Moleküle in Lösung (van-der-Waals-Distanzen). Es wurde festgestellt, dass für jedes umgewandelte C-C-Grammolekül eine entsprechende Schrumpfung von 23,0 cm³ erfolgt (Loshaek 1953, Rueggeberg 1995). Beträgt der Abstand der Kohlenstoffatome vor der Polymerisation ca. 4 Å, so verringert er sich nach der Verzweigung zur kovalenten Einfachbindung zu nur noch etwa 1,9 Å (Roulet 1987). Wenn Monomere in unmittelbarer Nachbarschaft miteinander zu kovalenten Bindungen reagieren reduziert sich also die Distanz zwischen den beiden Atomgruppen und es kommt zu einer Verringerung des Gesamtvolumens. Beides überträgt sich auf die Volumenschrumpfung, dessen Ausmaß erfahrungsgemäß durch den Anteil der Füllpartikel und der Konversionsrate der Matrix bestimmt wird. Werte zur Schrumpfung von BisGMA liegen etwa bei 5,2%, von TEGDMA bei 12,5%. Diese Werte sind wesentlich höher als bei einem konventionellen Dentalkomposit, die etwa zwischen 2 und 3% liegen (Labella 1999, Stansbury 1990 und 1992). Dieser Unterschied liegt in der Tatsache, dass nahe zu 60% des Volumens eines Hybridkomposits aus Füllkörpern besteht. Mirko-gefüllte Komposite besitzen zwar mit etwa 40% einen geringeren Füllkörperanteil, aber in ihren Schrumpfungswerten sind sie den Hybridkompositen ähnlich, da sie teilweise vor-polymerisierte Kompositpartikel, so genannte organische Füller, enthalten. Niedrigvisköse, auch als flowable bezeichnete Komposite erreichen Schrumpfungswerte bis zu 5%, größtenteils durch den reduzierten anorganischen Anteil, der meist unter 50% liegt. Unterschiedliche Werte aus verschiedenen Studien sollten allerdings kritisch betrachtet werden, da sie in jeglicher Hinsicht von der Polymerisationsreaktion abhängig sind. Dies bereitet vor allem auch Schwierigkeiten im direkten Vergleich dieser Studien, vor allem da bisher in äußerst seltenen Fällen Konversionsrate im Bezug auf die Schrumpfung ermittelt wurde (Lim 2002, Braga 2002).

Es besteht ein breiter Konsens darüber, dass die Volumenabnahme die mit der Polymerisation dentaler Komposite einhergeht eines der primären Defizite darstellt, die die mögliche Überlebensrate einer Kompositrestauration limitiert und letztlich zum Versagen der Restauration führen kann. Aufgrund der Entstehung neuer kovalenter Bindungen in vernetzenden Polymerisaten scheint die Schrumpfung unumgänglich, da die Moleküle enger zusammenrücken und aufgrund der extendierten Polymerstruktur ihre Mobilität einbüßen. Im Gegensatz zu vielen anderen Polymeranwendungen mit überwiegendem Augenmerk auf die Schrumpfkraft ist das Hauptproblem die während der Polymerisation sich aufbauende Schrumpfspannung (Davidson 1997). Die so genannte starre Kontraktion, manchmal auch als die Kontraktion nach Erreichen des Gelpunktes bezeichnet, ist der Anteil der gesamten Volumenschrumpfung, die für die Spannungsentwicklung verantwortlich gemacht wird (Bowen 1963, Davidson 1984). In lichtaktivierbaren Kompositen wird die Zeit die einen Fließvorgang in der Polymermatrix erlaubt durch die schnelle Reaktionsrate drastisch verringert. Dadurch erreicht das Material schon nach wenigen Sekunden einen festen Aggregatzustand mit einer relativ niedrigen Konversionsrate. Die Folge: Spannung baut sich nahezu zeitgleich mit dem Beginn der Polymerisation auf (Calheiros 2004). In dieser Zeit entwickelt sich auch annähernd die gesamte Volumenschrumpfung nachdem eine gewisse Festigkeit des Komposits vorliegt. Verständlicher Weise entwickeln selbsthärtende Komposite geringere Kontraktionsspannungen als lichthärtende, da sie eine langsamere Reaktionsrate und zudem durch die selbst initiierte Reaktion weniger freie Radikale zur Verfügung haben. Daraus folgt oftmals eine geringere Konversionsrate als bei Lichthärtung (Feilzer 1993, Braga 2002). Bei ausreichender, der Polymerisationsschrumpfung entgegen gesetzter Adhäsionskraft, die im Falle von Füllungen durch das Bondingmaterial vermittelt wird, kommt es während der Polymerisation zur Übertragung von Kräften auf die Zahnhartsubstanz. Übersteigt die sich aufbauende Spannung die adhäsiven oder kohäsiven Kräfte, dann können Mikro- oder Makrodefekte entstehen (Stansbury et al. 2004).

Die Volumenschrumpfung von Kompositen erwies sich proportional zur Konversionsrate (Silikas 2000, Braga 2002). In lichtaktivierbaren Materialien ist die Konversionsrate das Produkt der Strahlungsintensität und Strahlungsdauer (J/cm^2) (Sakaguchi 1998). Da die Polymerisationsgeschwindigkeit von der applizierten Lichtintensität abhängig ist, besteht die Möglichkeit durch die Belichtungsmethode Einfluss auf den Elastizitätsmodul zu nehmen. Dabei können sich die Polymerketten reorganisieren und mikroskopisch sowie makroskopisch einer Verringerung des Volumens durch plastische Deformation entgegenwirken. Um die Polymerisationsrate zu verringern und somit die Zeit, die die Fließvorgänge im Materialgefüge erlaubt zu verlängern existieren bereits genannte „Soft-Start“-Programme. Dabei wird im Gegensatz zu der kontinuierlichen Belichtung mit hoher Intensität zunächst eine geringere Strahlendosis während der ersten Sekunden abgegeben und abschließend mit hoher Intensität Endpolymerisiert. In vergleichenden Studien erwies sich die Soft-Start-Polymerisation als signifikant spannungsmindernd und effizient gegenüber der konventionellen Belichtung bei gleich hohen Intensitäten (Sakaguchi 1998, Watts 1999, Silikas 2000).

Ein weiterer Denkansatz zur Reduzierung des Volumenschwundes sind Veränderungen der Monomerstruktur, da die Monomere den aktiven Anteil der Komposite darstellen. Die Verwendung großmolekularer Monomere wie Bis-GMA hat sich bewährt. Der Ersatz gewöhnlicher Dimethacrylatmonomere durch Methacrylate mit verringert reagierenden Gruppendichten bis hin zu flüssigkristallinen Monomeren und Ring öffnenden Systemen wurden dabei entwickelt. Darüber hinaus können auch Zusätze wie zum Beispiel Spiroorthocarbonate oder Epoxyharze zu Dimethylacrylaten beigelegt werden. Veränderungen der Form, Oberflächenbeschaffenheit und Anzahl der Füllkörper durch Volumensubstitution führten zu der Möglichkeit die Werte der Schrumpfung von 9 Vol% auf etwa 1,5–5 Vol% zu senken (Ferracane 2005). Das Ziel ist nach wie vor die Entwicklung eines nicht – oder zumindest minimal – schrumpfenden dentalen Kompositwerkstoffs. (Ferracane 1995, Eick 1993).

2.3.2 C-Faktor

Der C-Faktor (Configuration-Factor) ist per Definition der Quotient von gebundener zu ungebundener Oberfläche einer Füllung. Unter gebundener Oberfläche versteht man die an das Restaurationsmaterial angrenzende Zahnhartsubstanz, ungebundene Oberfläche ist die Grenzfläche des Materials zur Luft.

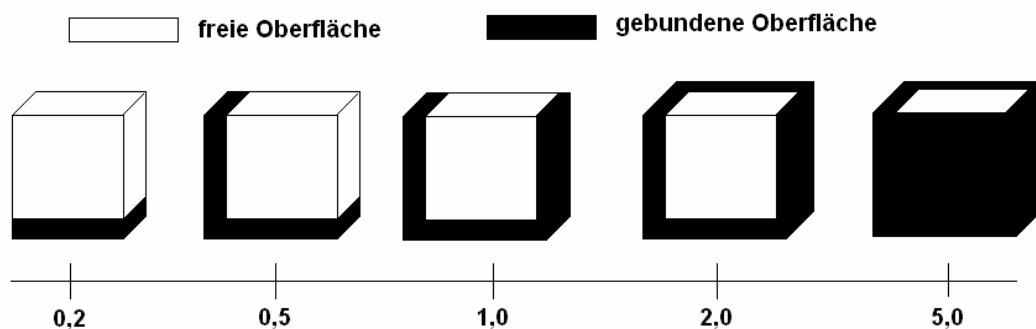


Abbildung 4:
Schematische Darstellung verschiedener C-Faktoren (Feizer et al. 1987)

Ein großer C-Faktor entspricht also einem großen Anteil gebundener Oberfläche. Die Adhäsion zu der Zahnhartsubstanz und deren begrenzte Nachgiebigkeit limitiert die Volumenreduktion und erhöht somit den Spannungsaufbau. Übersteigt aber die Schrumpfkraft den Widerstand der Adhäsionskräfte, kann es zu einem Ablösen des Komposits von der gebundenen Oberfläche kommen, oder aber Frakturen im Schmelz können infolge unüberwindbarer Haftung entstehen (Sakaguchi 2004). Dieser Effekt der Steifheit des Systems wird in indirekten statischen Messverfahren aufgegriffen. Bei einem Versuchsaufbau mit annähernder Compliance von Null kann der Weg der bei der Schrumpfung zurückgelegt würde über Lastmessdosen (Kraftsensoren) in Kraft umgewandelt werden. Die Probenlänge wird über die Messdauer dabei konstant gehalten. Eine dynamische Kraftaufzeichnung ist ebenfalls durch einen inversen Piezo-Effekt möglich, der eine Verlängerung oder Verkürzung des piezoelektrisch wirksamen Körpers zur Kraftregistrierung bewirkt (Dullin 1998). Da die Durchhärttiefe durch den C-Faktor begrenzt sein kann, wird in der Literatur die Inkrementtechnik propagiert. Dabei soll das Einbringen des Materials in mehreren Schichten erfolgen und somit den jeweiligen C-Faktor verringern. Die

Durchhär்த்தiefe soll dabei gewährleistet werden. (Yoshikawa 1999, Peutzfeldt 2000). Ein großer C-Faktor behindert unterdessen auch die ausgleichenden Fließvorgänge während des Prä-Gelzustandes (Feilzer 1987). Ein Spannungsausgleich an den Kavitätenwänden kann durch das Anwenden eines geeigneten Bondingsystems erheblich verbessert werden. Den Grundstein zur Entwicklung der mikromechanischen Haftung von Kompositen an Zahnhartsubstanz legte bereits 1955 Buonocore durch die Entwicklung der Säure-Ätz-Technik und Konditionierung der Zahnoberfläche.

2.3.3 Gelpunkt

Der Gelpunkt wird als der Zeitpunkt definiert, an dem während der initialen Phase des Polymerisationsvorganges eine zuvor arbiträr bestimmte Kraft gemessen werden kann. In der Zeitspanne vor dem Gelpunkt, auch Prä-Gelzustand genannt, kommt es zu einem viskoelastischen Fließvorgang, der in der Literatur auch als Flow bezeichnet. Dieser ermöglicht Verschiebungen innerhalb des Polymergefüges zugunsten des Spannungsausgleichs. Erreicht der Prozess einen gewissen Vernetzungsgrad, ist eine Verschiebung nicht mehr möglich und es kommt zu einem schnellen Spannungsanstieg innerhalb des Materials (Davidson 1984). Somit können die vorausgehenden Umbauvorgänge einen indirekten Einfluss auf die späteren Auswirkungen auf das Volumen durch plastische Deformation nehmen (Feilzer 1990). Die starre Kontraktion, die dem Post-Gelzustand entspricht, ist der Anteil der Volumenschrumpfung, die für den Spannungsaufbau im Werkstoffgefüge verantwortlich ist (Bowen 1984, Davidson 1984, Braga et al. 2005). In lichtaktivierbaren Kunststoffen ist dieser Vorgang durch die niedrige Reaktionszeit auf Sekunden reduziert und bei noch sehr niedriger Konversionsrate bereits erreicht. Das bedeutet, dass nahezu zeitgleich mit der Belichtung der Spannungsaufbau beginnt (Braga et al. 2005). Selbsthärtende bzw. chemisch härtende Kunststoffe besitzen einen verzögerten Gelpunkt und bauen somit geringere Schrumpfspannungen auf. Der Grund beruht auf der verlangsamten Reaktionsrate durch weniger Radikale der Initiatoren. Allerdings erreichen sie nur geringe

Konversionsraten und haben infolge dessen einen hohen Restmonomergehalt (Braga 2002, Feilzer 1993). Dieses Phänomen der Verlängerung des Prä-Gelzustandes versucht man durch Modifizierung der Belichtung zu beeinflussen. Die Geschwindigkeit der Reaktion und das Erreichen des Gelpunktes sind direkt von der Lichtintensität abhängig. Wird eine hohe Lichtintensität gewählt, so werden mehr freie Radikale im Komposit frei und beschleunigen den Prozess. Umgekehrt resultiert bei abgeschwächten Lichtintensitäten eine Verzögerung des Gelpunktes (Feilzer 1995). Dieses Prinzip wird bei der so genannten Soft-Start- oder Step-Cure-Belichtung ausgenutzt. In den ersten Sekunden wird nur eine geringe Intensität (z. B. 250 mW/cm²) des Lichtes erzeugt und wechselt dann zu hohen Intensitäten (z.B. 650 mW/cm²) (Mehl 1997, Silikas 2000, Sakaguchi 1998, Watts 1999). Das Paradoxon liegt dabei in der Tatsache, dass der Flow und die Füllpartikelgröße bzw. -anteil sich gleichermaßen auf die volumetrische Schrumpfung auswirken, aber eine Erhöhung der Fülleranteile gleichzeitig eine größere Steifheit des Systems nach sich zieht (Labella 1999, Vaidyanathan 2001).

2.3.4 Konversionsrate

Als Konversionsrate wird die Anzahl der geöffneten Kohlenstoffdoppelbindungen zu -einfachbindungen bezeichnet und beträgt unter konventionellen Belichtungsverhältnissen zwischen 55–65 % (Ferracane 1986). Ausreichende externe Lichtzufuhr, die Farbe und Dichte des Komposits, sowie die Eindringtiefe des Lichtes und die Schichtdicke der Restauration beeinflussen die Konversion. Mehr als 20 % der initialen Doppelbindungen verbleiben im abgebundenen Kunststoff, da es in tieferen Schichten zu einer 10 bis 100fachen Reduktion der Ausgangslichtintensität kommen kann (Schmalz 2005). Das Ausmaß klinischer Folgen ist noch nicht vollständig geklärt, doch Versuche in Zellkulturen bestätigten die Zytotoxizität der Komposite (Anderson 1988). Untersuchungen von Pearson und Longman konstatierten eine erhöhte Löslichkeit der Komposite bei inadäquater Belichtung (Pearson 1989). Dem entgegen beinhaltet die Wahl des passenden Polymerisationsprozesses für eine Kompositrestauration einen Kompromiss

zwischen den gegensätzlichen Materialeigenschaften Polymerisationsschrumpfung und Konversionsrate. Es wurde festgestellt, dass sich die Volumenreduktion proportional zur Konversionsrate verhält (Silikas 2000, Braga 2002). Folglich steht eine hohe Konversionsrate in Kontrast zu der Forderung eines niedrigen Wertes der Polymerisationsschrumpfung (Rueggeberg 1994). Allerdings ist eine hohe Konversionsrate erwünscht, um mechanische Eigenschaften und eine chemische Stabilität und lange Lebensdauer des Materials zu gewährleisten (Asmussen 1982, Ferracane 1985).

2.3.5 Mechanische Eigenschaften

Die mechanischen Eigenschaften dienen der Charakterisierung eines Materials und können anhand zahlreicher Prüfungsverfahren bestimmt werden. Es werden verschiedene Kategorien unterschieden:

1. elastische Durchbiegung
2. plastische Verformung
3. Sprödigkeit und Zähigkeit
4. Ermüdung

Sie dienen als relatives Maß zur Feststellung der Eignung eines Materials unter bestimmten Bedingungen und Beanspruchung. Eine Vorhersage über die klinische Bewährung ist dabei nicht immer direkt möglich, da die im Mund entstehenden komplexen Spannungen nicht nachgeahmt werden können (Ashby et al. 1980).

2.3.5.1 Elastizitätsmodul und Kriechen

Der Elastizitätsmodul (E-Modul) ist ein Maß des Widerstands eines Materials gegen elastische Verformung. Ist der E-Modul eines Materials gering, so besitzt dieses eine geringe Steifigkeit und ist bei Belastung nachgiebig. Dies beruht auf der Tatsache, dass die Atome eines Werkstoffes durch elektrostatische Bindungskräfte eine gewisse Nachgiebigkeit aufweisen. Grundsätzlich wird zwischen primären Bindungen (ionische, kovalente und metallische Bindungen) sowie sekundären Bindungen (van-der-Waals- und Wasserstoffbrückenbindungen) unterschieden.

Erstere sind relativ stabil, wobei letztere schwächere Bindungen darstellen, allerdings im Bezug auf Polymere eine entscheidende Rolle spielen, da sie zusätzliche Bindungen zwischen den Polymerketten herstellen. Basierend auf der atomaren Beschaffenheit können die Bindungskräfte der kovalenten Atome berechnet werden und zur Abschätzung für den Elastizitätsmodul, die Härte oder der Bruchfestigkeit herangezogen werden. Ein theoretischer E-Modul von 1000 GPa kann für eine kovalente Kohlenstoffeinfachbindung berechnet werden, doch die tatsächlichen Werte von Polymeren liegen weit unterhalb davon. Dies kann damit erklärt werden, dass innerhalb des dreidimensionalen Netzwerks eines Polymers der Anteil kovalenter Bindungen im Verhältnis zu den sekundären sehr viel geringer ist. Bei Deformation durch von außen einwirkende Kräfte werden zunächst die Wasserstoffbrückenbindungen beansprucht. Der Einfluss der primären Bindungen steigt mit dem Vernetzungsgrad des Polymers. Somit können durch Zusatz von Vernetzungsmolekülen die mechanischen Eigenschaften verbessert werden (Ashby et al. 1980).

Als Kriechen bezeichnet man die zeitabhängige, plastische Verformung eines Werkstoffes unter Last, somit sind Kriechvorgänge viskoplastischer Natur. Bei Kunststoffen äußert sich die Viskoelastizität unter statischer Belastung durch eine stetige Abnahme der Werkstoffsteifigkeit. Dies führt unter konstanter Spannung zum Kriechen (Retardation), d.h. zu wachsender Verformung, unter konstanter Verformung zur Spannungsabnahme (Relaxation). Diese Relaxation kann als eine Art Kriechen aufgefasst werden, bei dem die Spannung so gesteuert wird, dass die Verformung stets gleich bleibt. Dabei kann in Versuchen der zeitabhängige Verformungszuwachs unter konstanter Spannung evaluiert werden. Allgemein legt der Zeitstand-Zugversuch der DIN EN ISO 899-1 ein Verfahren zur Bestimmung des Kriechverhaltens von Kunststoffen genormter Probenkörper unter Zugbeanspruchung mit festgelegten Bedingungen vor. Allerdings kann Kriechen auch aus dem Universalhärteversuch als mechanische Kenngröße, oftmals auch als Relaxation bezeichnete Größe eines Kunststoffes abgeleitet werden (s.o.).

2.3.5.2 Härte

Die Härte definiert sich als der mechanische Widerstand, den ein Werkstoff einem härteren Prüfkörper beim Eindringen entgesetzt. Je tiefer der Prüfkörper in das Material eindringen kann, desto weicher ist es. Auswirkungen auf die Härte von Kompositen haben deren Füllergehalt und Füllkörpergröße, chemische Zusammensetzung, Farbe und Transluzenz, sowie die Lichtintensität und Bestrahlungsdauer. Die Härteprüfung kann als äquivalenter Parameter zum Vergleich unterschiedlicher Polymerisationsverfahren herangezogen werden, da in Studien Veränderungen der Härtewerte dem der Konversionsrate entsprachen (Ferracane 1985 und 1986).

Der Grad der Durchhärtung kann anhand von Härtegradienten für ausgedehnte Restaurationen interpretiert werden und erlaubt Aussagen über den Härteverlauf im Inneren von Kompositprüfkörpern (Bärwald et al. 2006). Dabei werden bei zunehmendem Abstand von der Füllungsoberfläche eine geringere Härte und eine niedrigere Konversionsrate beobachtet. Entsprechendes gilt auch bei zunehmender Entfernung der Lichtquelle von der zu belichtenden Kompositoberfläche. Da die Lichtintensität indes abnimmt, wird eine möglichst unmittelbare räumliche Positionierung des Lichtaustrittsfensters an der Restauration empfohlen (Lutz et al. 1992). Zu beachten ist, dass die oberste Schicht durch den geringsten Abstand zur Lichtquelle immer einen höheren Polymerisationsgrad als darunter liegende Schichten erfährt. In tieferen Lagen kommt es zur Abschwächung der Strahlungsenergie durch dazwischen liegendes Material. Es kommt zur Absorption und Streuung durch Füllpartikel. Je opaker und dunkler die Kompositfarbe ist, desto größer das Absorptionsvermögen (Ferracane et al. 1986). Es wurde festgestellt, dass selbst mangelhafte Lichtquellen an Oberflächen von Proben vergleichsweise gute Härtewerte erzielen können. Trotz hinreichender Oberflächenhärte ist allerdings der Grad der Tiefenhärte stark eingeschränkt. Dies hat zur Folge, dass eine Beurteilung der Polymerisationsart lediglich anhand der Oberflächenhärte nicht aussagekräftig ist (Hansen und Asmussen 1993). Erreichen tiefere Schichten einen Wert von mehr als 80 % der Härte an der Oberfläche, so gelten sie als ausreichend polymerisiert. Längere Belichtungszeiten können einen Ausgleich geringerer Intensitäten erreichen.

Die Qualität der Durchhärtung wirkt sich auf die Dauerhaftigkeit der Restauration aus, dabei werden maximale Härtewerte gewöhnlich nach drei bis 24 Stunden erreicht (Lutz et al. 1992).

2.3.6 Kavität und Restaurationsgestaltung

Abgesehen von der chemischen Zusammensetzung bestimmt auch die Geometrie einer Kavität maßgeblich die entstehende Spannung während der Polymerisation. Es wird empfohlen das unpolymerisierte Komposit in mehreren Inkrementen mit einer maximalen Schichtdicke von 2 mm einzubringen und jeweils zu polymerisieren (Feilzer 1987, Peutzfeldt 2000, Yoshikawa 2000). Die Tiefe einer Kavität beeinträchtigt durch den erhöhten Abstand zur Lichtquelle zusätzlich die Effektivität der Aushärtung (Rueggeberg 1993). Die Verwendung von Bondingsystemen und die Konditionierung der Zahnhartsubstanz verbessert die mikromechanische Haftung des Komposits enorm und ist seit ihrer Entdeckung 1955 durch Buonocore in der modernen Zahnmedizin nicht mehr abkömmlich. Die Konditionierung wird durch entsprechende Behandlung mit Phosphorsäure oder anhand selbst ätzender Lösungen mit dem Erhalt eines retentiven Ätzmusters erreicht. Haftvermittler dienen der mikromechanischen und chemischen Verankerung des hydrophoben Komposits an die feuchte hydrophile Zahnoberfläche, wobei fließende Bondingmonomere durch die Vorbehandlung die Möglichkeit haben in die freigelegten intratubulären Räume einzudringen und die Kollagenfasern zu infiltrieren. Spannungen im Material können dadurch abgebaut werden. Zusätzlich finden sich in der Literatur Empfehlungen zur Verwendung von Unterschichten mit fließfähigen, niedrigviskösen Kompositen als so genannte „Stress-Breaker“ (Ernst et al. 2004).

2.3.7 Weiterentwicklung dentaler Komposite

Zukunftsträchtige Untersuchungen und Fortschritte in der Monomierzusammensetzung fanden in den letzten Jahren große Aufmerksamkeit. Angelehnt an die Ring öffnenden Oxirane liegen Studien zu so genannten Siloranan, einer Kombination von Oxiran- und Siloxan-Monomeren, vor (Weinmann et al. 2005, Ilie und Hickel 2006). Diese sollen geringe Schrumpfung, dank der Ring öffnenden Monomere, sowie eine erhöhte Hydrophobie durch das vorhandene Siloxane vereinen.

Es stellte sich heraus, dass die Oberflächenbeschaffenheit der Partikel einen größeren Effekt auf die entstehende Spannung besitzt als dessen Größe. Ansätze hierzu existieren bereits anhand von so genannten Nanokompositen die seit 2002 erhältlich sind (z.B. Filtek Supreme, 3M Espe). Das Füllerkonzept setzt sich aus zwei unterschiedlichen Füllerarten zusammen, einzelne Nano-Partikel mit einer Größe zwischen 20 und 75 nm und so genannte Nano-Cluster, größere Einheiten von Nanomeren. Dadurch soll einerseits die ästhetische Komponente von polierbaren Mikrofüllern und andererseits die Stabilität von Hybridkompositen miteinander kombiniert werden.

3 Material und Methode

In dieser Studie wurden vier Komposite in Bezug auf deren Schrumpfung, mikromechanische Eigenschaften (Vickershärte, E-Modul und Kriechen) und zwei davon auch auf ihre Konversionsrate nach Polymerisation mit drei verschiedenen Polymerisationslampen, zwei LED- und einer Halogenlampe untersucht. Dabei wurden die Programme und die Belichtungszeiten variiert. Direkt nach der Messung der Polymerisationsschrumpfung, bzw. der Schrumpfspannung wurden die Proben auf ihre mechanischen Eigenschaften, mit besonderem Augenmerk auf ihre Härte hin untersucht. Weiterhin wurden zur Simulation einer großen Seitenzahnkavität für zwei Materialien, EsthetX (Dentsply) und Tetric Ceram HB (Ivoclar Vivadent) exemplarisch der Verlauf der Härte und die Konversionsrate anhand von 2 mm und 6 mm dicken Probenkörpern gemessen. Die Erfassung der mikromechanischen Eigenschaften erfolgte dabei nach einer Lagerung von 24 Stunden, um den Effekt der Nachhärtung zu untersuchen.

Folgende Grafik fasst die drei Methoden der Versuchsanordnungen zusammen:

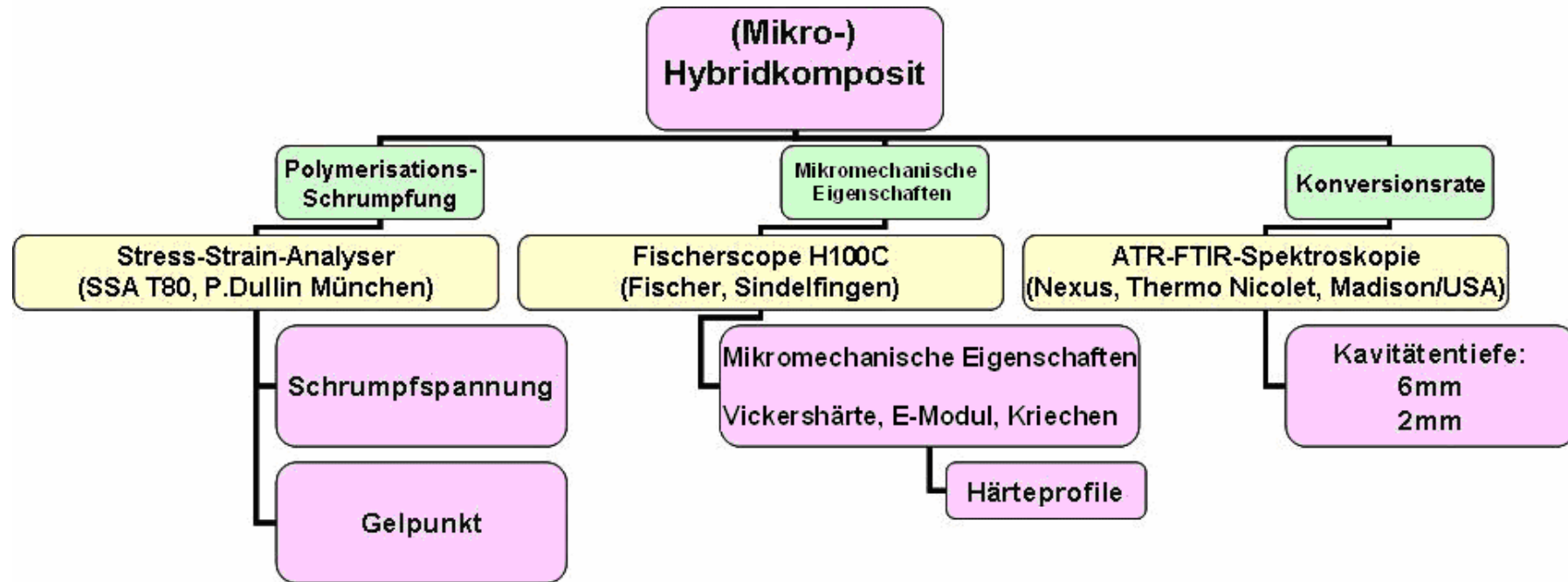


Abbildung 5:
Graphische Übersicht der Methoden

3.1 Verwendete Materialien

Die vier verwendeten Materialien sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Zum einen wurde Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) als ein lichthärtendes Feinpartikel Hybridkomposit mit guten Erfahrungswerten aus vorausgegangenen Studien gewählt und als hochvisköse Variante von Tetric Ceram wurde Tetric Ceram HB („Heavy Body“) hinzugezogen. Dieses hat im Vergleich zu Tetric Ceram einen höheren Anteil an Feinpartikeln und ist somit visköser und soll durch geringere Abrasion vor allem zur Restauration von Kavitäten im Seitenzahngebiet geeignet sein.

Als ästhetisches Mikromatrix-Füllmaterial wurde EsthetX (Dentsply DeTrey) gewählt, das sich besonders durch seine gute Polierbarkeit auszeichnen soll. Als viertes Material wurde Gradia Direct posterior (GC), ein bevorzugt für Klasse I und II Kavitäten geeignetes Komposit.

Die untersuchten Materialien sind in ihrer Zusammensetzung nach Herstellerangaben in Tabelle 1 dargestellt:

Tabelle 1: Zusammensetzung der verwendeten Komposite nach Herstellerangaben

Material	Matrix	Füllkörper
Tetric® Ceram (Ivoclar Vivadent) Lot D 22993 Farbe A3	Bis-GMA 6,3 Vol% UDMA 5,8 Vol% TEGDMA 3,3 Vol%	Bariumglas 38 Vol% Ytterbiumtrifluorid 13 Vol% Mischoxide 4 Vol% Ba-Al-F-Si-Gläser 4 Vol% Hochdisperses SiO ₂ 1 Vol% Gesamt: 60 Vol% Durchschnittliche Partikelgröße: 0,2-1 µm
Tetric® Ceram HB (Ivoclar Vivadent) Lot D 54265 Farbe A3	Bis-GMA 6,7 Vol% UDMA 4,8 Vol% Alipathische DMA 3 Vol%	Bariumglas 42,5 Vol% Ytterbiumtrifluorid 9,3 Vol% Mischoxide 2,3 Vol% Ba-Al-F-Si-Gläser 0,8 Vol% Hochdisperses SiO ₂ 8 Vol% Gesamt: 63 Vol% Durchschnittliche Partikelgröße: 0,2-1 µm
Esthet X (Dentsply DeTrey) Lot 0112121 Farbe A2	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA	Bariumfluoroaluminiumborosilikatglas Hochdisperses SiO ₂ Gesamtanteil anorganischer Füller: 77 Gew% Durchschnittliche Partikelgröße: 0,01-0,1 µm
Gradia Direct Posterior (GC) Lot 0302081 Farbe A3	UDMA Dimetacrylat-Co-Monomere 35 Vol%	Fluoraminosilikatglas 24 Vol% Hochdisperses SiO ₂ 13 Vol% Gesamt: 65 Vol% Durchschnittliche Partikelgröße: 0,85 µm

3.2 Polymerisationslampen

Es wurden drei Polymerisationslampen (Tabelle 2) mit insgesamt 13 Belichtungsprogrammen, jeweils einem Standardprogramm (HIP = high intensity program, bzw. Fast Cure) und zusätzlichen Puls- und Softstart-Programmen bei einem der Belichtungsgeräte zur Aushärtung der Materialien verwendet.

Bei dem Gerät Astralis 10 (Ivoclar Vivadent) handelt es sich um ein Halogenlichtgerät mit einer Standardintensität von 1857 mW/cm^2 erzeugt von einer 100 Watt Halogenglühbirne. Das dabei gewählte Programm war das High Power Programm „HIP“ mit verschiedenen Belichtungszeiten von 10, 20 und 40 Sekunden.

Die beiden LED-Polymerisationsgeräte waren Bluphase® (Ivoclar Vivadent) und miniLED (Satelec by Acteon Group). Bluphase® erreicht eine Intensität von 1435 mW/cm^2 und wurde ebenfalls im „HIP“-Modus verwendet. Bei beiden Geräten im „HIP“-Modus wurden Belichtungszeiten von jeweils 10, 20 und 40 Sekunden gewählt. Das miniLED-Gerät mit einer Intensität von maximal 1141 mW/cm^2 wurde zusätzlich zum kontinuierlichen Fast Cure Modus (10, 20, und 40 Sekunden) auch in seiner Puls-Funktion getestet, sowie in dem Softstartprogramm „Ramp“. Die Belichtungsdauer im Puls-Programm beträgt dabei 12, 24 und 48 Sekunden, da zwischen zwei Pulsen jeweils eine Pause von 0,2 Sekunden entsteht. Das Programm „Ramp“ hat eine Gesamtdauer von 20 Sekunden. Während der ersten 10 Sekunden steigt die Intensität kontinuierlich auf 1141 mW/cm^2 bzw. auf die Maximalleistung des jeweiligen Gerätes an.

Das spektrale Streuverhalten und die Strahlungsintensität der getesteten Polymerisationslampen wurden mittels einer geeichten Faseroptik bestimmt. Es handelt sich dabei um ein spektral auflösendes Radiometer, das mit einer Ulbricht-Kugel ausgestattet ist (S2000, Ocean Optics, Dunedin, FL, USA). Die gesamte Strahlungsdichte wurde mittels der Bestrahlungsstärke berechnet, die in Abhängigkeit der Wellenlänge über dem gesamten Wellenlängenbereich durch die effektive Fläche des Spitze des Lichtleiters dividiert wurde. Der Durchmesser der Spitze wurde anhand eines digitalen Mikrometer ausgemessen, deren effektive Fläche als die Fläche der Spitze ohne Ummantelung definiert wurde. Zur Bestimmung der Energiedichte wurde die Bestrahlungsstärke mit der Belichtungszeit für jedes Polymerisationsgerät und Programm multipliziert.

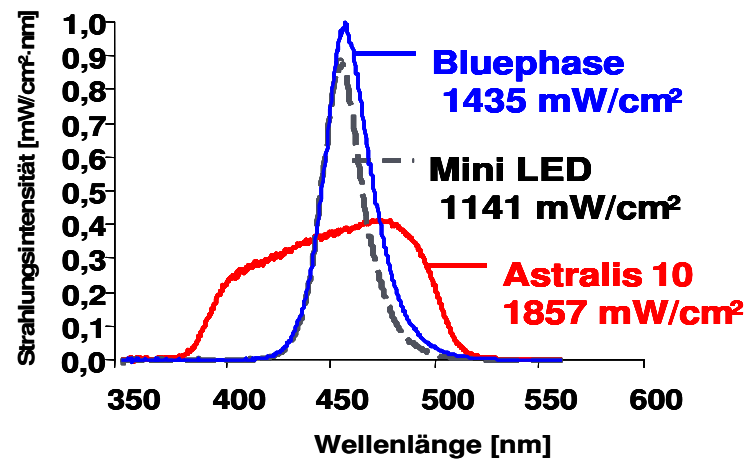



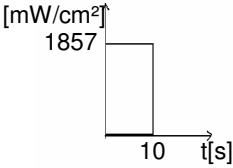
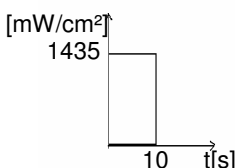
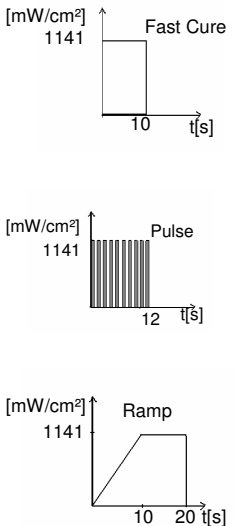


Abbildung 6:
Normierte Emissionsspektren der getesteten Polymerisationslampen mit jeweiliger Gesamtstrahlungsdichte bzw. -intensität. (Ilie 2006)

Belichtungsdauer und –arten sind in Tabelle 2 zusammengefasst:

Tabelle 2 Belichtungsart und –dauer der verwendeten Polymerisationslampen

Polymerisations-lampen	 Astralis 10 Ivoclar Vivadent AG Seriennr.: 013336	 Bluephase® Ivoclar Vivadent AG Seriennr.: 1547581	 mini LED Satelec by Acteon Group Seriennr.: 1146064
Art/Leistung	Halogen (100 Watt)	LED (8 Watt)	LED
Max. Intensität	1857 mW/cm ²	1435 mW/cm ²	1141 mW/cm ²
Lichtleiter	Anfangsdurchmesser: 13mm Enddurchmesser: 8mm Länge: 7 cm, Krümmung: 60°	Anfangsdurchmesser: 13mm Enddurchmesser: 8mm Länge: 7 cm, Krümmung: 60°	Anfangsdurchmesser: 7,5 mm Enddurchmesser: 8,5 mm Länge: 94 mm, Krümmung: 45°
(verwendete) Betriebsmodi	High Power (HIP): ▪ 10s ▪ 20s ▪ 40s	High Power (HIP): ▪ 10s ▪ 20s ▪ 40s	Fast Cure (FC): 10s, 20s, 40s Pulse: 12s, 24s, 48s Softstart (Ramp): 20s
Intensität je Betriebsmodi			

3.3 Methoden

Die Arbeit setzt sich aus verschiedenen Messmethoden zusammen. Zunächst wurde die Polymerisationskontraktionsmessung in Bezug auf die Belichtungsart des jeweiligen Komposits durchgeführt. Danach wurden die 2 mm dicken Proben sofort dem Messgerät entnommen und poliert, um anschließend Messungen der mikromechanischen Eigenschaften an der Oberfläche und Unterseite der Probe durchzuführen.

Im dritten Teilbereich wurde anhand der beiden Materialien EsthetX und Tetric Ceram HB die Effizienz der Belichtung durch Bestimmung der Konversionsrate mittels Infrarotspektroskopie verglichen. Dabei wurden zwei unterschiedliche Probendicke gewählt (2 mm und 6 mm), um die Polymerisation in der Tiefe einer Kavität zu simulieren. Danach wurden Härteprofile der „tieferen Kavität“ nach 24stündiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 37 °C gemessen.

3.4 Polymerisationskontraktionsmessung

Die Polymerisationsschrumpfung bzw. -spannung wurde mit dem Stress-Strain-Analyzer (SSA-Maschine, Dullin, München 1999) gemessen.

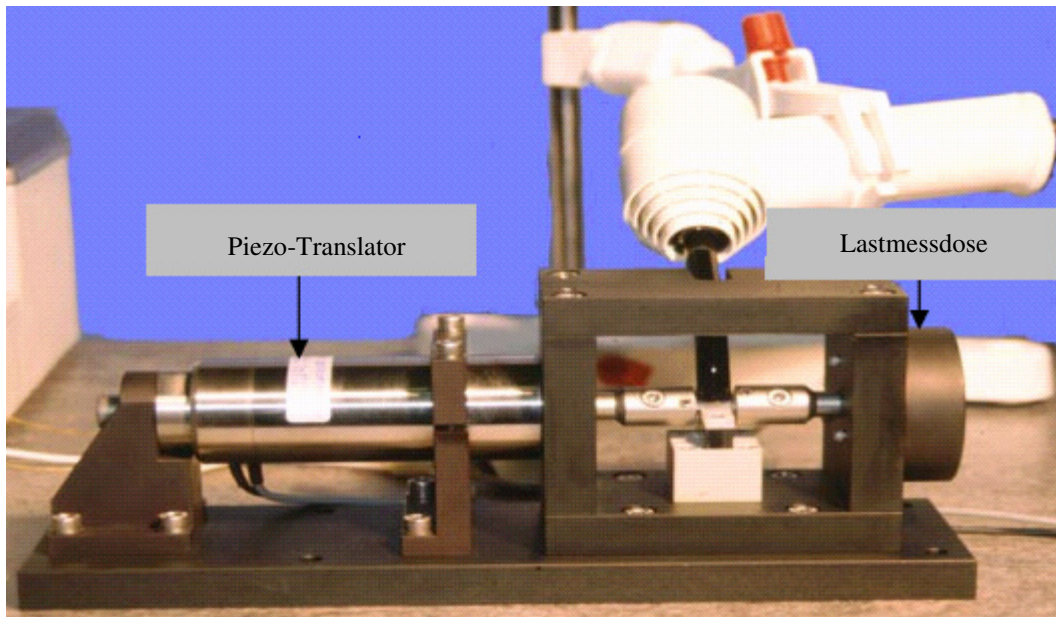


Abbildung 7:
Stress-Strain-Analyzer Dullin 1999, München

Die Messmethodik beruht darauf, dass bei einseitiger Fixierung der Probe ein freies Schrumpfen erfolgen kann. Wird dieses unterbunden und an einer Halterungen ein Kraftsensor und an der anderen ein Piezo-Translator platziert, so dient der Messweg des Sensors der Kraftmessung. Der Piezo-Translator kompensiert dabei den Messweg und hält somit die Probenlänge konstant.

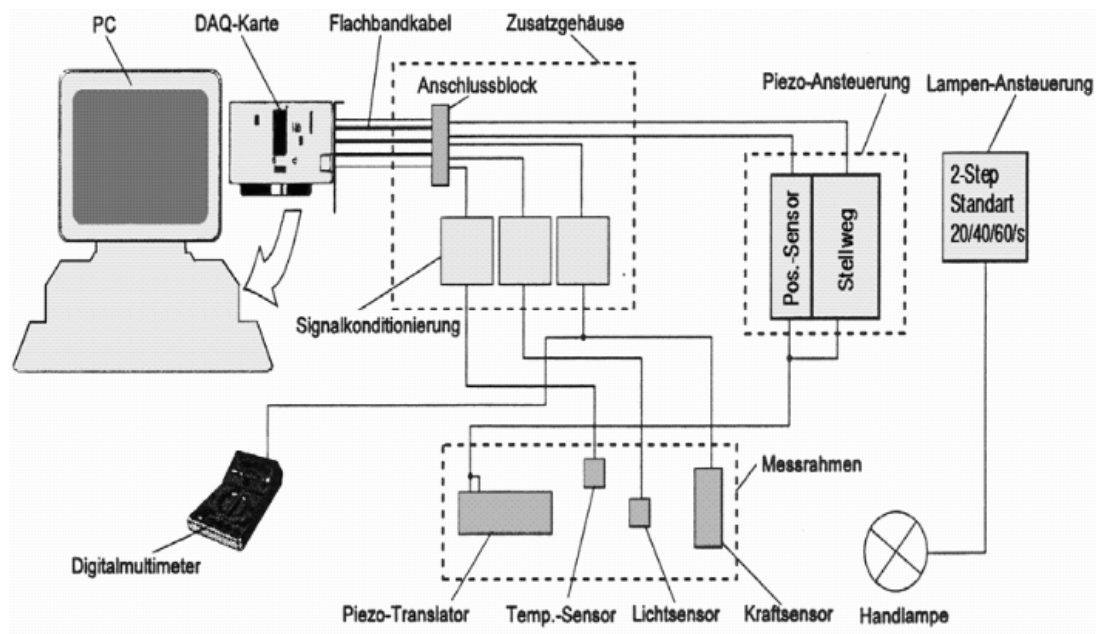


Abbildung 8:
Messaufbau des Stress-Strain-Analyzers nach Dullin

Die Probengeometrie wurde durch den Probenhalter 424 (Abb. 9, Zeichnungsnr. SSA-514) mit einer Seitenlänge von 4 mm und einer Höhe von 2 mm (entspricht der Schichtdicke von 2 mm) bestimmt. Dadurch konnte ein C-Faktor von 0,33 simuliert werden, der in etwa einer Prämolarenkavität entspricht (Abb. 8)

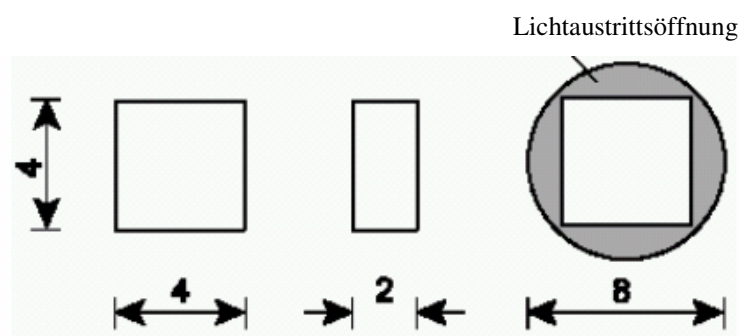


Abbildung 9:
Probengeometrie der Schrumpfmessung

Zum Messaufbau der SSA-Maschine (Abb. 6) gehören der Messrahmen mit Messkammer, ein Piezo-Translator, ein Kraftsensor (Lastmessdose), das Steuergerät für den Piezo-Translator, die Stativhalterung für die Polymerisationslampe, das Zusatzgehäuse für die Energieversorgung und Signalkodierung der Kraft-, Temperatur- und Lichtsensoren sowie der PC mit einer Datenerfassungskarte (Abb. 7).

Es wurde hierbei eine Messung der Spannung mit Kompensation des Kraftsensormessweges gewählt, um die Polymerisationsschrumpfung beurteilen zu können. Durch die Kompensation des Messweges wird die ansteigende Kraft bei konstanter Probenlänge durch die Lastzelle registriert. Anschließend kann aus den erhaltenen Kraftwerten die Spannung anhand folgender Formel berechnet werden:

$$\sigma = F/A$$

F entspricht dabei der auftretenden Spannungskraft. Die Fläche A berechnet sich aus der Geometrie der Probenhalter, bzw. der Kavitätengeometrie ($A=2*4 \text{ mm} = 8 \text{ mm}$). Bei den Probenhaltern handelt es sich um Einweg-Aluminiumattachments, die zur adhäsiven Verbindung des Kompositmaterials zum Probehalter vorbehandelt werden mussten. Hierfür wurde die Attachmentkontaktfläche mit dem Rocatec-System (ESPE, Seefeld) behandelt. Dabei verankern sich Silikatpartikel, die im speziellen Strahlmittel enthalten sind, mechanisch auf der Metalloberfläche und verbinden sich zusätzlich untereinander zu einer keramikartigen Schicht. Diese Oberfläche wurde anschließend mit Silan (ESPE-Sil) beschichtet, um einen chemischen Verbund zwischen Komposit und Silikatschicht herzustellen. Nach 5 Minuten Trocknungszeit wurde eine Schicht lichthärtender Einkomponenten-Haftvermittler (Heliobond, Ivoclar Vivadent) aufgetragen und im Lichtofen Dentacolor SX (Kulzer) 90 Sekunden bei einer Intensität von 250 mW/cm^2 polymerisiert.

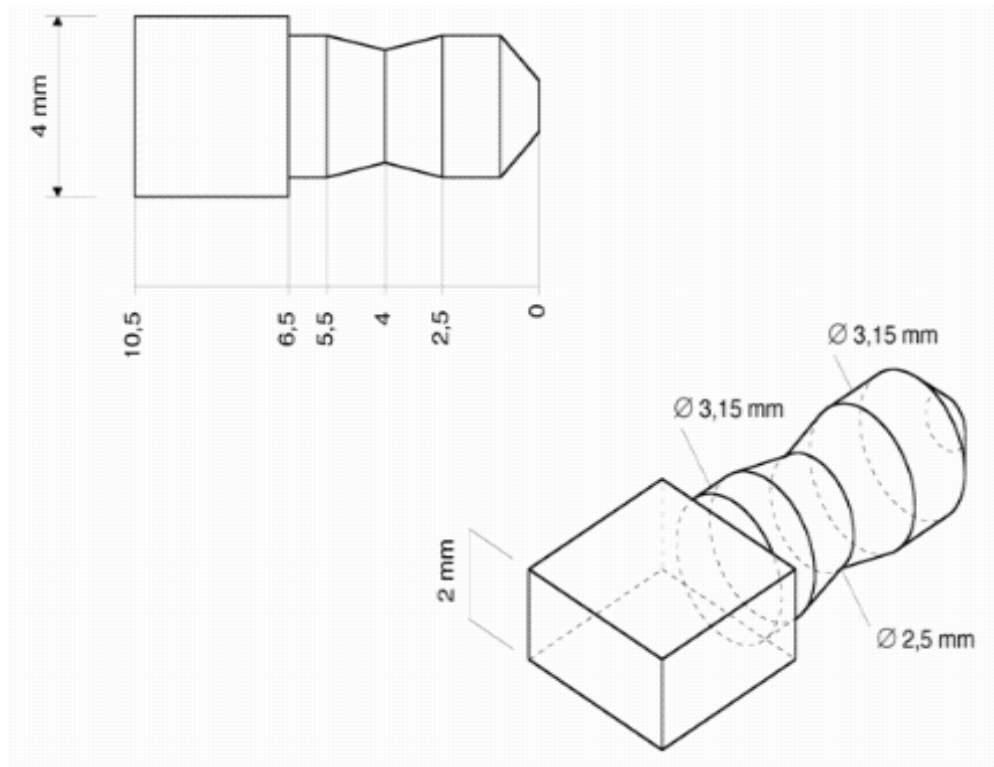


Abbildung 10:
Geometrie der Aluminiumattachments

Um ein freies Schrumpfen an den Kontaktflächen zu ermöglichen, wurde der Formaufsatz mit einer dünn aufgetragenen Schicht Silikonpaste (Baysilone®) und einer Teflonfolie (Polytetrafluorethylen) isoliert. Nachdem der so vorbereitete Formaufsatz auf dem Messtisch platziert wurde, konnten zwei vorbehandelte Probehalter gegenüberliegend in die Klemmschalen verschraubt werden. Somit war ein Probehalter mit der Lastmessdose und der andere mit dem Piezo-Translator verbunden.

Bei einer Eingabe der Messdauer von 300 Sekunden und der gewünschten Abtastrate wurde das Programm gestartet. Dabei initiierte das Einschalten der Polymerisationslampe mittels des Lichtsensors einen synchronen Start der Messdatenerfassung. Anhand des Kraft-Zeit-Diagramms konnten die Messwerte zeitgleich abgelesen werden. Bei Erreichen der gewählten Messzeit stoppte das Programm und die Daten wurden anschließend durch den Benutzer gesichert. Die analogen Ausgangssignale der einzelnen Sensoren wurden über die Datenerfassungskarte digital umgesetzt.

Abbildung 11 stellt den Verlauf der Kraftentwicklung während der Messung im Stress-Strain-Analyser dar. Die einzelnen Phasen sind zum Teil anhand der Veränderungen im Diagramm erkennbar. Als Beispiel wurde eine Belichtungszeit von 40 Sekunden gewählt. Der Gelpunkt wird nach ca. 2-3 Sekunden erreicht, sobald die Kraft den Wert von 0,5 N überschreitet. Der Abschluss der Belichtung ist an dem deutlichen Knick bei 27 N mit darauf folgenden steilen Anstieg auf bis zu 45 N fest zu stellen.

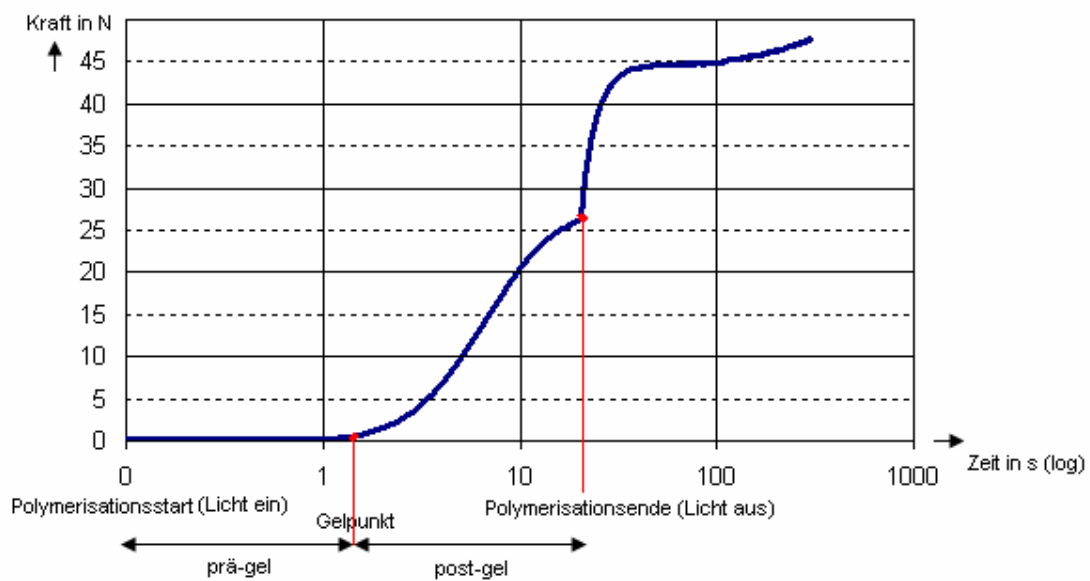


Abbildung 11:
Kraft-Zeit-Diagramm

3.5 Mikromechanische Eigenschaften

Der zweite Teilbereich beinhaltete die qualitative Prüfung der oben hergestellten Proben durch Evaluation physikalischer Eigenschaften. In dieser Studie wurde die Güte der Polymerisation durch drei mechanischen Eigenschaften, Vickershärte, Elastizitätsmodul und Kriechen in einem Universalhärteversuch bestimmt.

3.5.1 Universalhärtemessung

Die Proben wurden direkt nach der Messung der Polymerisationskontraktion im SS-Analyzer auf 1200 Grit poliert und mit dem Universalhärtemessgerät (Fischerscope H100C, Fischer, Sindelfingen) vermessen.



Abbildung 12:
Universalhärtemessgerät (Fischerscope H100C, Sindelfingen, Deutschland)

Es wurden je Probe vier Messpunkte an Ober- und Unterfläche durchgeführt. Das Universalhärtemessgerät ist für die Messung der Universalhärte gemäß DIN 50 359, Entwurf DIN 55 676 und Technical Report ISO TR 14 577 entworfen. Dabei wurden die Anzahl der Messpunkte, Kraft, Indentierungstiefe, Härtewert, Elastizitätsmodul und Kriechen registriert. Die Messungen erfolgten vollautomatisiert an vorprogrammierten Messstellen auf den Messobjekten. Der XY-Messtisch wurde dabei automatisiert oder manuell durch Eingabe der XY-Koordinaten möglichst mittig in gleichen Abständen der Messpunkte auf der Probe programmiert. Vorprogrammierte Messpunkte wurden grafisch stilisiert in einem XY-Diagramm

am PC dargestellt. Die aktuell angefahrne Messstelle wurde dabei auf dem PC-Monitor in einem Farbvideobild angezeigt.

Ein Eindringkörper aus Diamant in Form einer geraden Pyramide mit quadratischer Grundfläche und mit einem Winkel von 136° zwischen den gegenüberliegenden Flächen (Vickerspyramide) wurde in die Oberfläche einer Probe eingedrückt. Das Prüfverfahren wurde mit kontrollierter Kraft durchgeführt. Dabei erhöhte und verringerte sich die Prüflast mit konstanter Geschwindigkeit zwischen 0,4 mN und 500 mN. Während des Prüfvorganges wurden die Prüfkraft F und die Eindringtiefe h sowohl bei Prüfkraftzunahme als auch -rücknahme gemessen. Da die Geometrie des Vickersdiamanten bekannt ist, konnte aus der Eindringtiefe der Universalhärtewert $HU = F/A$ (A = Oberfläche des Eindrucks) berechnet werden. Der Zusammenhang zwischen der Universal- und Vickershärte wurde durch zahlreiche Messungen verschiedener Materialien durch den Gerätehersteller in einer Software zur Verfügung gestellt und somit die Umrechnung ermöglicht.

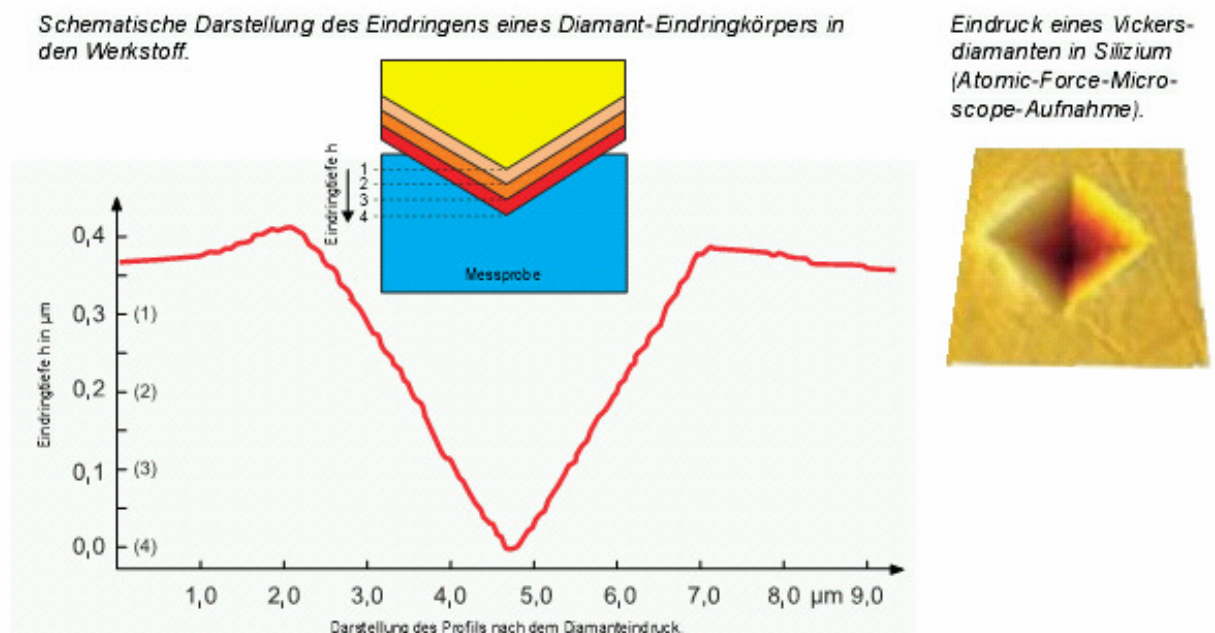


Abbildung 13:
Schrittweises Eindringen der Diamantpyramide während des Messvorgangs (Helmut Fischer GmbH & Co. KG, Sindelfingen)

Der elastische Eindringmodulus E wurde aus der Steigung der Tangente an die Entlastungskurve $F = F_{\max}$ bestimmt. Über eine Zeitspanne von 5 Sekunden wurde die maximale Prüfkraft (500 mN) konstant gehalten und dabei die veränderliche Eindringtiefe in Abhängigkeit der Haltezeit der Prüfkraft (Kriechen) gemessen.

Durch den Mittelwert der vier einzelnen Messungen pro Seite der Probe konnte ein Gesamtmittelwert aus ($n=8$) acht hergestellten Probekörpern je Material und Belichtungsart berechnet werden. Die statistische Analyse erfolgte mittels einfaktorieller Varianzanalyse ANOVA (analysis of variance) und Tukeys Post-hoc Tests ($\alpha=0,05$).

3.6 Konversionsrate

Ergänzend zu der qualitativen Prüfung der mechanischen Eigenschaften wurde im dritten Teil der Studie die Konversionsrate anhand der Fourier-Transformations-Infrarot-Spektroskopie, kurz FTIR, durchgeführt. Dazu wurden exemplarisch zwei Komposite der vorausgegangenen Messungen verwendet, um die Korrelation von Konversionsrate und Härte zu untersuchen.

3.6.1 Infrarotspektroskopie

Abbildung 14 erklärt bildlich das Funktionsprinzip der Infrarotspektroskopie. Eine Strahlungsquelle erzeugt durch einen ATR-Diamanten („Attenuated Total Reflection“; Abgeschwächte Totalreflexion) im FTIR-Spektrometer ein bestimmtes Spektrum. Diese Strahlung besitzt ein Spektrum im Infrarotbereich, das anhand des Interferometers erfasst wird. FTIR steht dabei für die Fourier-Transformierte-Infrarotspektroskopie. Durch den Probenkörper wird dieses Interferogramm verändert und mit Hilfe von Detektoren registriert. Unter Verwendung der entsprechenden Software wird das Spektrum über einen im Vorfeld bestimmten Zeitraum aufgenommen. Entsprechende Umrechnungssoftware bietet die Möglichkeit bestimmte Werte, wie etwa die Ermittlung bestimmter Peaks in deren Wellenbereichen zu erhalten.

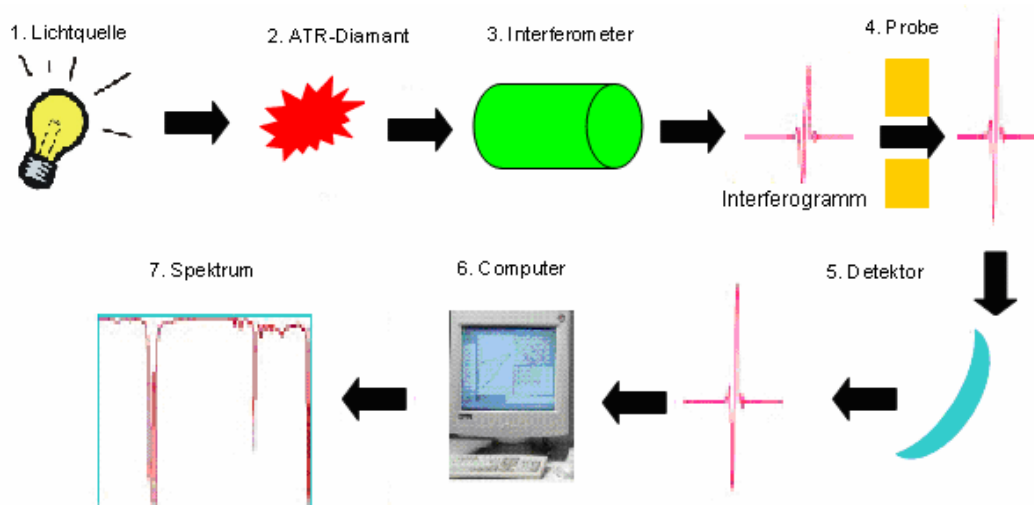


Abbildung 14:

Schematische Darstellung des FTIR-Systems nach Keck Interdisciplinary Surface Science Center (www.nuance.northwestern.edu/keckii/)

Die Infrarotspektroskopie (IR) ist ein physikalisches Analyseverfahren, das in einem Wellenlängenbereich von 800-500.000 nm arbeitet. Sie dient der quantitativen Bestimmung von bekannten oder unbekannten Substanzen oder zur Strukturaufklärung chemischer Verbindungen (z. B. Kohlenstoffdoppelbindungen) durch Identifikation anhand eines Referenzspektrums.

Die Konversionsrate KR wurde in Echtzeit mit einem FTIR-Spektrometer (Nexus, Thermo Nicolet, Madison, USA, Abb. 15) bei abgeschwächter Totalreflexion (ATR) gemessen.



Abbildung 15:
FTIR-Spektrometer Nexus, Thermo Nicolet, Madison, USA

Dieses Verfahren wurde für die beiden Materialien EsthetX und Tetric Ceram HB angewandt. Pro Material und Belichtungsmodus wurden jeweils acht Proben hergestellt. Bei 13 Belichtungsprogrammen, zwei Kompositen und zwei Prüfkörpergeometrien (siehe unten) insgesamt 416 Proben.

Dabei wurde die unpolymerisierte Kompositmasse in die Probenform, direkt auf den ATR-Diamanten appliziert. Das FTIR-Spektrum wurde in Echtzeit mit Beginn der Belichtung für 20 Minuten an der Unterseite der Probe aufgenommen. Der Durchmesser der gemessenen Fläche belief sich dabei auf 800 µm. Die Konversionsrate wurde anhand zwei verschiedener Probenkörpergeometrien geprüft:

1. Eine Schicht in einer 2 mm hohen Form mit einem Durchmesser von 3 mm, dass direkt an der Oberfläche des Probenkörpers polymerisiert wurde.

2. Ein Probenkörper mit einer Höhe von 6 mm bei gleichem Durchmesser, hergestellt in drei Inkrementen von jeweils 2 mm Durchmesser, die separat polymerisiert wurden.

Dabei wurde, wie in Abbildung 16 dargestellt, in drei aufeinander folgenden Schritten jeweils die erste Schicht beginnend mit 2 mm bis auf 6 mm Höhe mit abnehmendem Abstand von 4 mm auf 0 mm zur Probe belichtet. Mit jedem eingebrachten Inkrement verändert sich dabei der Abstand zur Belichtungsquelle um jeweils 2 mm, wie in Abb. 16 nachvollzogen werden kann.

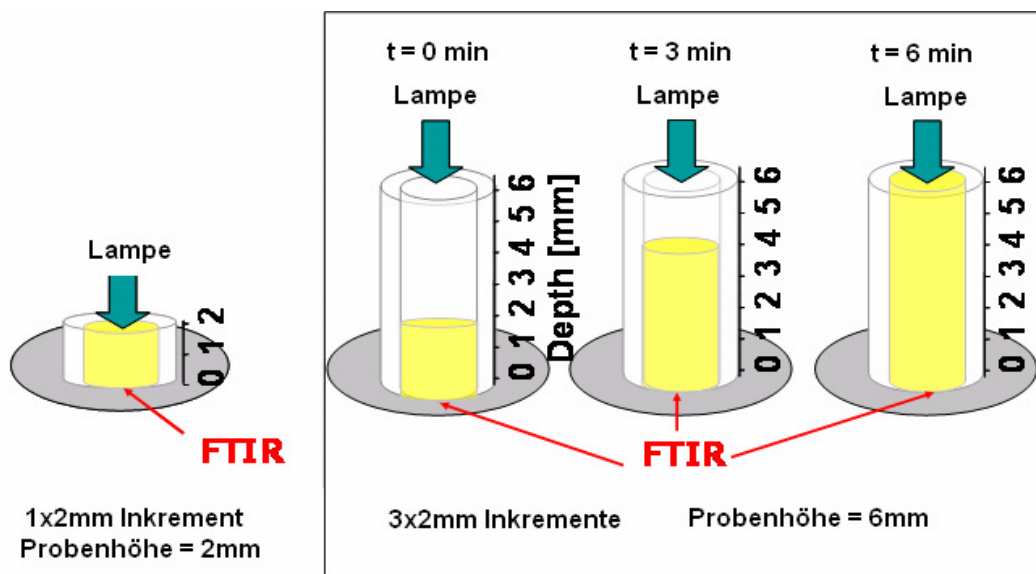


Abbildung 16:
Probenherstellung in 2 mm und 6 mm Schichtung (Ilie 2009)

Die Wellenzahl befand sich zwischen $(4000-670) \text{ cm}^{-1}$ und das FTIR-Spektrum wurde mit vier Scans in einer Auflösung von 8 cm^{-1} registriert. Um den Prozentsatz der verbliebenen, nicht umgesetzten Kohlenstoffdoppelbindungen zu bestimmen, wurde die Konversionsrate anhand der Variation der Peakhöhe als Verhältnis der Absorptionsintensität der aliphatischen Kohlenstoff-Methacrylat-Doppelbindung $\text{C}=\text{C}$ bei 1634 cm^{-1} bestimmt. Die interne Standard-Bande der $\text{C}-\text{C}$ (aromatische Kohlenstoffdoppelbindungen) bei 1608 cm^{-1} , die während der Polymerisation konstant blieb, diente als Bezugswert. Mit folgender Gleichung wurde der Peak der Konversionsrate bestimmt:

$$DC_{\text{Peak}}\% = \left[1 - \frac{(1634\text{cm}^{-1}/1608\text{cm}^{-1})_{\text{Peak Bereich nach Belichtung}}}{(1634\text{cm}^{-1}/1608\text{cm}^{-1})_{\text{Peak Bereich vor Belichtung}}} \right] \times 100$$

Zur Analyse der Qualität der Polymerisation wurden die Proben 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert. Innerhalb der 6mm hohen Proben wurden Härte-Profile durch die Mitte der Proben gemessen. Dafür wurden die Probenkörper längs auf 1,5 mm auf ihre Mitte unter Wasserzufuhr mittels Schleifpapier (800 Grit) reduziert und anschließend mit Diamantsuspension (Korngröße von 1 µm) poliert. Die Messung der mikromechanischen Eigenschaften erfolgte mittels Fischerscope H100C (Fischer, Sindelfingen) nach vierundzwanzigstündiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 37 °C und anschließender oben genannter Aufbereitung. Die Messung wurde bei 0,1 mm unter der Oberfläche, in Intervallen von 100 µm zwischen den einzelnen Messpunkten gestartet.

4 Ergebnisse

Die Verknüpfungen der antagonistischen Eigenschaften sollen im Anschluss der ausgewerteten Ergebnisse eruiert werden. In *Kapitel 4.1* sind die Kraftentwicklung und der Spannungsaufbau während der Polymerisation pro Komposit charakterisiert. Der zeitliche Polymerisationsablauf der verschiedenen Belichtungsprogramme wird in Kurvenverläufen für jedes Material verglichen. Die gemessene Endspannung nach fünf Minuten wird im Anschluss in Form eines Säulendiagramms abgebildet. Die Tabellen zu jedem Material geben eine Übersicht der Statistik aller Belichtungsmodi und ihrer homogenen Untergruppen, sowie ihrer Standardabweichungen.

In *Kapitel 4.2* werden die Ergebnisse zu den zwei wichtigen mechanischen Eigenschaften Vickershärte und Elastizitätsmodul pro Komposit anhand von Säulendiagrammen der Mittelwerte und Standardabweichungen veranschaulicht. Dabei wird zwischen Ober- und Unterseite, respektive der Lichtquelle zugewandter und der Lichtquelle abgewandter Seite unterschieden. Zuletzt werden auch hier alle Ergebnisse in Tabellen zusammengefasst.

Die Konversionsrate wird anhand zweier Materialien exemplarisch im ersten Teil des *Kapitels 4.3* ermittelt. Zunächst werden die Kunststoffe getrennt voneinander dargestellt, indes der Vergleich der Belichtungsprogramme von Interesse ist. Primär werden dabei die 20-Sekunden-Programme bezüglich der unterschiedlichen Probengeometrie von zwei und sechs Millimeter betrachtet. Exemplarisch wird auch hierbei pro Material jeweils eine Polymerisationslampe mit ihren unterschiedlichen Belichtungszeiten anhand von Diagrammen genauer erläutert.

Im zweiten Teil des *Kapitels 4.4* sind die dazugehörigen Härteprofile dargelegt. Die Simulation einer tiefen Seitenzahnkavität wird mit einer Skizze und dem Härteverlauf in der Tiefe veranschaulicht. Anschließend werden die Mittelwerte der Vickershärte in Bezug zu den verschiedenen Belichtungsarten in unterschiedlichen Schichten tabellarisch verglichen. Schließlich folgt zum besseren Verständnis der Zusammenhänge ein Überblick über Korrelationen zwischen den verschiedenen Materialeigenschaften.

4.1 Polymerisationsschrumpfung und Gelpunkt

Nachstehend werden Kurvenverläufe entsprechend der Kraftentwicklung während der Polymerisation dokumentiert. Die Daten wurden mittels des Stress-Strain-Analyzers gemessen und aufgezeichnet. Die Ergebnisse werden anhand der errechneten Mittelwerte aus jeweils acht Messungen pro Belichtungsart dargestellt. Die anschließende Tabelle umfasst die Ergebnisse mit den Standardabweichungen und den homogenen Untergruppen, die als hochgestellte Buchstaben markiert sind (ANOVA, Tukey $\alpha=0,05$). Zusammenfassend werden die Gelpunkte der einzelnen Programmgruppen (HIP bzw. FC, Pulse, Ramp) aller Materialien miteinander verglichen. Diese drei Gruppen unterscheiden sich durch die Kontinuität und Intensität der Belichtung. HIP und FC entsprechen einer Belichtung mit konstanter Intensität, während das Puls-Programm bei gleicher Intensität Lichtimpulse mit 0,2sekündigen Unterbrechungen erzeugt. Ramp und Pulse stellen hier die beiden Soft-Start-Programme dar. Ramp hat dabei eine fest gelegte Dauer von 20 Sekunden mit geringer Intensität beginnend bis zu maximaler Stärke ansteigend. Die Abkürzungen der Belichtungsprogramme ist in Kapitel 3 Material und Methode bereits vorgestellt worden und soll an dieser Stelle nochmals zur besseren Übersicht wiederholt werden.

Folgende Abkürzungen benennen die einzelnen Belichtungsprogramme der verschiedenen Polymerisationslampen:

Astralis 10 (Ivoclar Vivadent) A10: Astralis10 HIP 10s A20: Astralis10 HIP 20s A40: Astralis10 HIP 40s	Bluephase (Ivoclar Vivadent) BP10: Bluephase HIP 10s BP20: Bluephase HIP 20s BP40: Bluephase HIP 40s	Mini LED (Satelec) FC10: Fast Cure 10s FC20: Fast Cure 20s FC40: Fast Cure 40s P10: Pulse 12s P20: Pulse 24s P40: Pulse 48s R20: Ramp 20s
---	---	--

4.1.1 EsthetX: Kraftentwicklung und Schrumpfspannung

Im ersten Diagramm wird die Schrumpfkraft des Materials EsthetX anhand der 20-Sekunden-Programme aller Lampen, bzw. aller Belichtungsmodi (HIP, Pulse und Softstart) als Funktion der Zeit dargestellt. Das Programm A20 der Halogenlampe entwickelt dabei die höchste Kraft im Bereich von 60 N, während FC20 und P20 fast identische Werte aufweisen und die 40-Newton-Marke nicht überschreiten. Das Soft-Start-Programm Ramp erzeugt dabei die geringsten Werte unter 25 Newton.

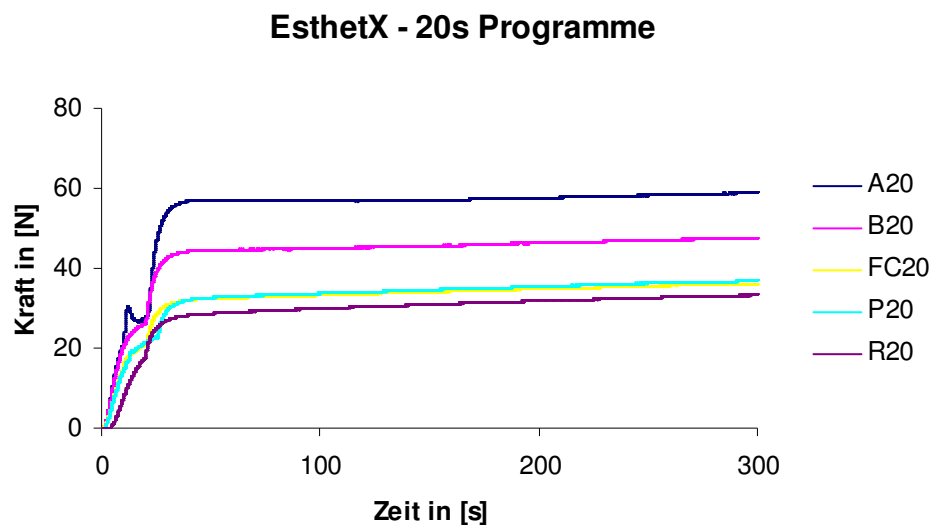


Abbildung 17:

Kraft-Zeit-Diagramm der Schrumpfkraft von EsthetX mit Belichtung der 20s Programme

Abbildung 18 ist eine nähere Betrachtung des Spannungsaufbaus der ersten 40 Sekunden des HIP-Programms der Lampen Astralis10 und Bluephase nach 10, 20 und 40s. Die Umrechnung der Spannungskraft erfolgte nach der Formel $\sigma = F/A$. Die Fläche A berechnet sich hierbei durch die Probengeometrie $A = 2 \text{ mm} * 4 \text{ mm}$. Die Peaks der Kurve der Halogenlampe bei 10, 20, 30 und 40 Sekunden markieren dabei das Erlöschen und Wiederbetätigen des ON-Knopfes, da die verlängerte Belichtungszeit nicht wie bei der LED-Bluephase voreingestellt werden kann. Nach Erlöschen des Lichtes nach jeweils 10, 20 oder 40 Sekunden-Programmen ist auch bei der Bluephase ein abrupter Anstieg zu beobachten.

EsthetX - Astralis10 & Bluephase

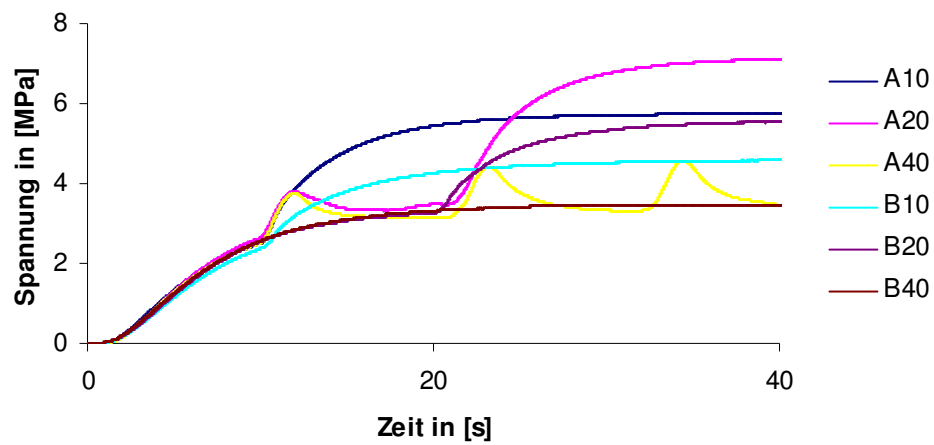


Abbildung 18:
Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von des Materials EsthetX bei Belichtung mit Astralis10 und Bluephase

EsthetX - mini LED

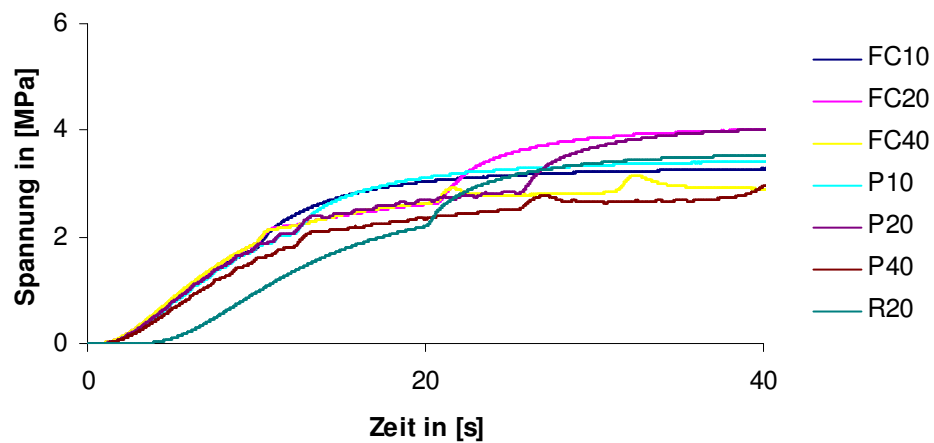


Abbildung 19:
Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von des Materials EsthetX bei Belichtung mit allen miniLED-Programmen

Am Pulsprogramm lassen sich die einzelnen Lichtimpulse mit den 0,2sekündigen Pausen in der Abbildung 19 gut erkennen. Nach Beendigung der Belichtung weisen alle Belichtungsmodi einen sprunghaften Anstieg der Spannung auf, der sich auf den Temperaturabfall nach Belichtung zurückführen lässt.

In der Gesamtbetrachtung der Auswirkungen auf das Material EsthetX erzeugt die Halogenlampe Astralis10 die höchste Kraftentwicklung und damit auch den steilsten Kurvenanstieg der Spannung während der Belichtung im HIP-Modus. Einen langsameren Kraftaufbau, aber ähnlich hohe Kraftentwicklung wurde bei der LED-Lampe Bluephase, ebenfalls im HIP-Modus, aufgezeichnet. Alle Programme der mini LED Lampe haben hierbei eine Schrumpfspannung von 5,0 MPa nicht überschritten und weisen somit die geringste Kraftentwicklung bei der Schrumpfung auf. Bei allen Programmen stieg die Schrumpfspannung proportional zur Erhöhung der Belichtungszeit. Der Gelpunkt der jeweiligen Programmgruppen ist in *Tabelle 4.1.1* aufgeführt und wird am Ende von Kapitel 4.1 zusammenfassend für alle Materialien verglichen und erläutert.

Tabelle 4.1.1 Zusammenfassung der Mittelwerte der Schrumpfspannung und der Gelpunkte von EsthetX (ANOVA, Tukey $\alpha=0,05$)

Typ	Lampe	Programm	Zeit [s]	Spannung [MPa]	Gelpunkt [s]
LED	mini LED	Fast Cure	10	3,80 ^a (2,1)	1,6 ^{ab} (0,2)
			20	4,5 ^{bcd^e} (2,4)	
			40	5,0 ^{de} (2,3)	
		Pulse	10	4,0 ^{ab} (2,7)	1,8 ^{bc} (0,2)
			20	4,6 ^{cde} (0,7)	
			40	4,5 ^a (2,4)	
		Ramp	20	4,2 ^{abc} (1,7)	4,6 ^d (0,2)
	Bluephase	HIP	10	5,1 ^e (3,3)	1,4 ^{ab} (0,2)
			20	6,0 ^f (1,9)	
			40	6,5 ^f (3,1)	
Halogen	Astralis 10	HIP	10	6,0 ^f (4,5)	1,6 ^{abc} (0,2)
			20	7,4 ^g (3,0)	
			40	7,9 ^g (3,3)	

4.1.2 Tetric Ceram HB: Kraftentwicklung und Schrumpfspannung

Die Ergebnisse für Tetric Ceram HB werden in folgenden Abbildungen 20 bis 22 dargestellt. Die Aufteilung erfolgt auch hier wie beim vorhergehenden Material EsthetX.

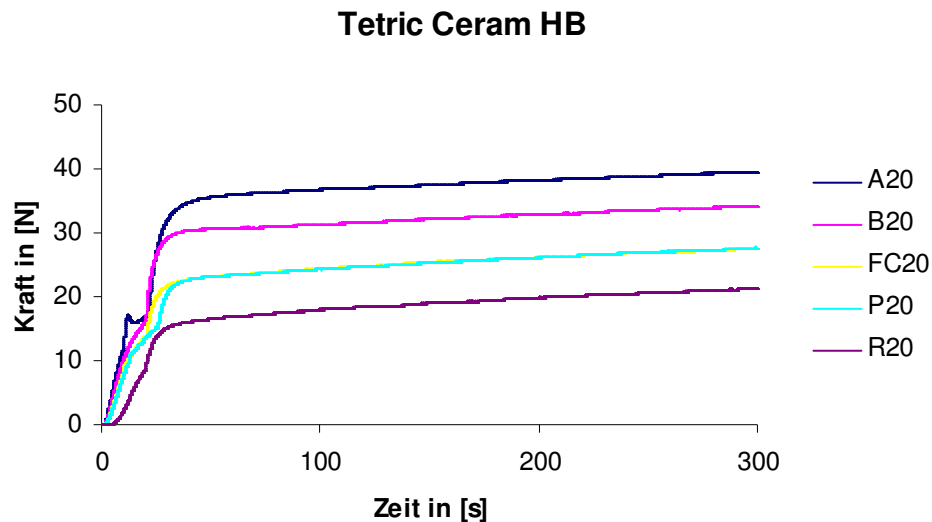


Abbildung 20:
Kraft-Zeit-Diagramm der Schrumpfkraft von Tetric Ceram HB aller 20-Sekunden-Programme

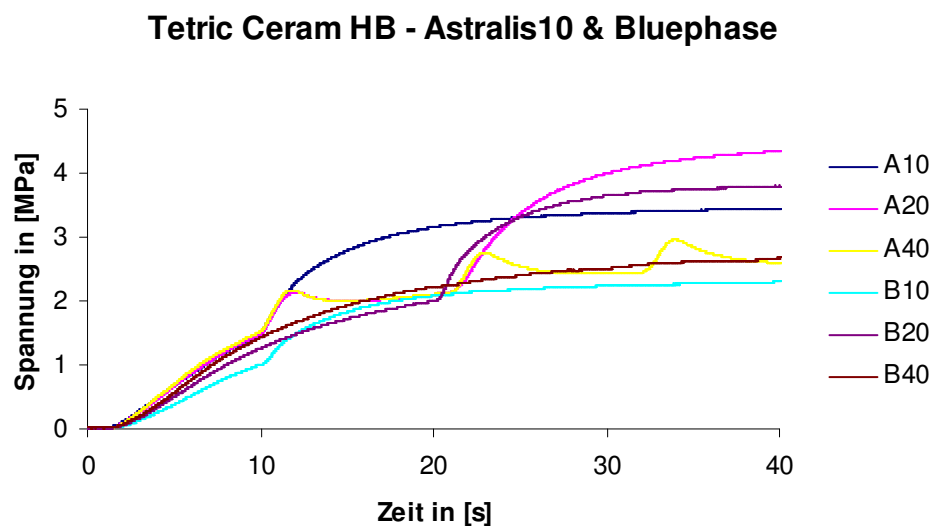


Abbildung 21:
Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von Tetric Ceram HB der Lampen Astralis10 und Bluephase

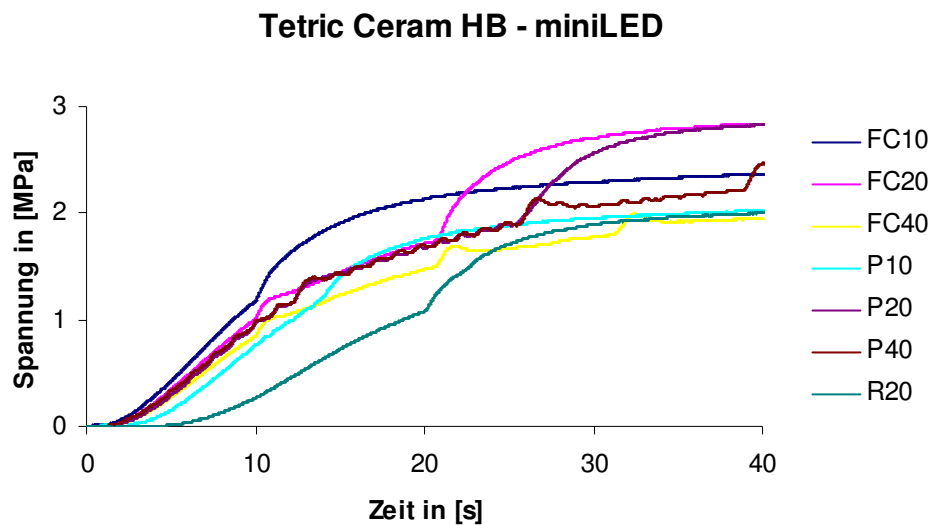


Abbildung 22:
Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfschpannung von Tetric Ceram HB der miniLED

Bei dem Material Tetric Ceram HB weist die Halogenlampe Astralis10 ebenfalls die höchsten Werte der Schrumpfkraft und –spannung auf, gefolgt von der LED-Lampe Bluephase. Im Gegensatz zu EsthetX sind allerdings die Werte beider Parameter wesentlich geringer. Auf die einzelnen Unterschiede zwischen den Materialien wird in Kapitel 4.4. eingegangen. Die geringsten Spannungen und Kräfte entwickeln sich bei der Mini-LED, wobei das 10-Sekunden-Programm von Bluephase durchaus vergleichbare Werte liefert und somit in der homogenen Untergruppe der 10-Sekunden-Programme der miniLED vorzufinden ist. Die homogenen Untergruppen werden in der folgenden Tabelle ebenfalls anhand der hochgestellten Buchstaben markiert.

Tabelle 4.1.2 Tabellarische Zusammenfassung der Schrumpfspannung und des Gelpunktes von Tetric Ceram HB (ANOVA, Tukey $\alpha=0,05$)

Typ	Lampen	Programm	Zeit [s]	Spannung [MPa]	Gelpunkt [s]
LED	mini LED	Fast Cure	10	3,0 ^{abc} (0,1)	2,4 ^{abc} (0,2)
			20	3,4 ^{bcd} (0,4)	
			40	3,6 ^{cde} (0,4)	
		Pulse	10	2,6 ^a (0,2)	3,0 ^{bcd} (0,4)
			20	3,4 ^{bcd} (0,2)	
			40	4,1 ^{de} (0,1)	
		Ramp	20	2,6 ^{ab} (0,4)	6,9 ^e (0,7)
	Bluephase	HIP	10	2,9 ^a (0,3)	2,0 ^{abc} (0,2)
			20	4,3 ^{ef} (0,3)	
			40	5,3 ^g (0,4)	
Halogen	Astralis 10	HIP	10	3,9 ^{de} (0,8)	1,8 ^{ab} (0,2)
			20	4,9 ^{fg} (0,2)	
			40	5,6 ^g (0,7)	

4.1.3 Tetric Ceram: Kraftentwicklung und Schrumpfspannung

Abbildung 23 fasst die Kraftentwicklung der 20-Sekunden-Programme für das Material Tetric Ceram zusammen. Astralis 10 erreicht dabei mit Abstand die höchsten Kräfte.

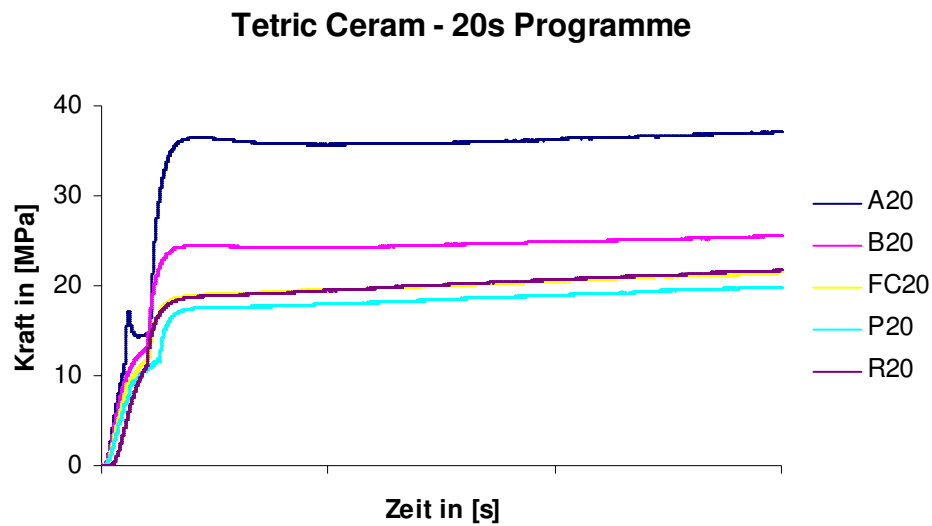


Abbildung 23:
Kraft-Zeit-Diagramm der Schrumpfkraft von Tetric Ceram

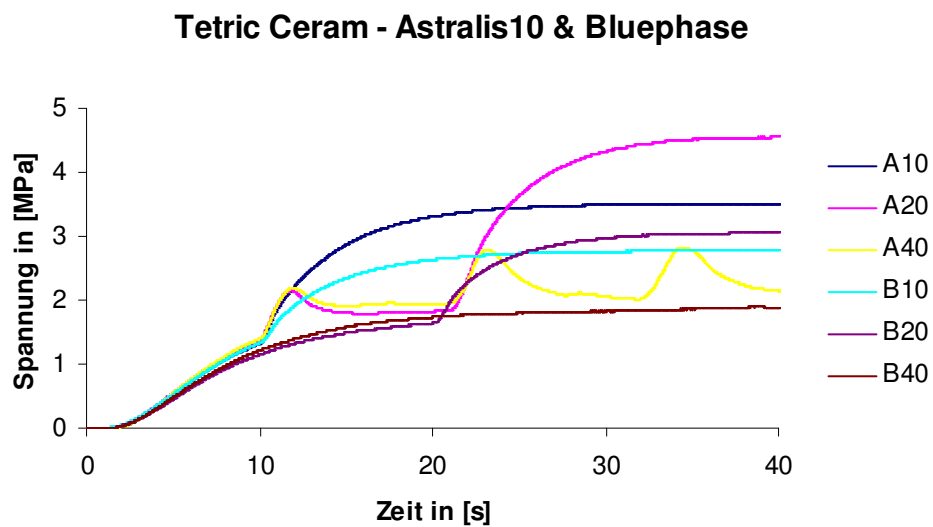


Abbildung 24:
Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von Tetric Ceram

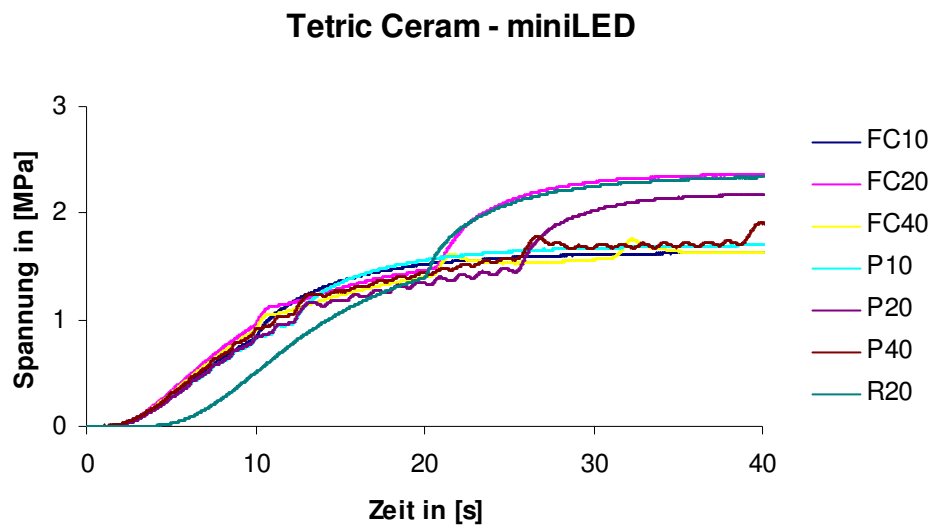


Abbildung 25:
Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von Tetric Ceram mit der miniLED belichtet

Die geringsten Werte werden bei dem Komposit Tetric Ceram mit den 10-Sekunden-Programmen der miniLED erreicht und somit stellen diese die erste homogene Untergruppe dar. Die Belichtung mit der Astralis 10 für 10 Sekunden bewirkt zwar den steilsten Kurvenanstieg, erreicht aber etwa nur 80 % der Schrumpfkraft einer Belichtung mit 40 Sekunden. Bluephase bewirkt eine ähnliche Spannung bei einer Belichtungszeit von 40 Sekunden wie eine 10sekündige Belichtung mit Astralis 10.

*Tabelle 4.1.3 Zusammenfassung der Schrumpfspannung und des Gelpunktes
(ANOVA, Tukey $\alpha=0,05$)*

Typ	Lampe	Programm	Zeit [s]	Spannung [MPa]	Gelpunkt [s]
LED	mini LED	Fast Cure	10	2,0 ^a (1,1)	2,8 ^{cde} (0,2)
			20	2,7 ^{bc} (2,2)	
			40	2,9 ^{cd} (3,1)	
		Pulse	10	2,0 ^a (0,7)	2,8 ^{bcd} (0,2)
			20	2,5 ^b (1,4)	
			40	2,9 ^{cd} (1,7)	
		Ramp	20	2,7 ^{bc} (1,8)	5,8 ^f (0,2)
	Bluephase	HIP	10	3,1 ^d (2,1)	2,2 ^{abc} (0,3)
			20	3,2 ^d (1,9)	
			40	3,6 ^e (2,4)	
Halogen	Astralis 10	HIP	10	3,7 ^e (3,5)	2,4 ^{abcd} (0,2)
			20	4,6 ^f (4,3)	
			40	5,2 ^g (2,8)	

4.1.4 Gradia Direct posterior: Kraftentwicklung und Schrumpfspannung

Gradia Direct posterior ist das vierte und letzte getestete Material. Abbildung 26 umfasst die Kraft als Funktion der Zeit für die 20-Sekunden-Programme. Die Diagramme in Abbildung 27 und 28 dokumentieren die Spannung als Funktion der Zeit.

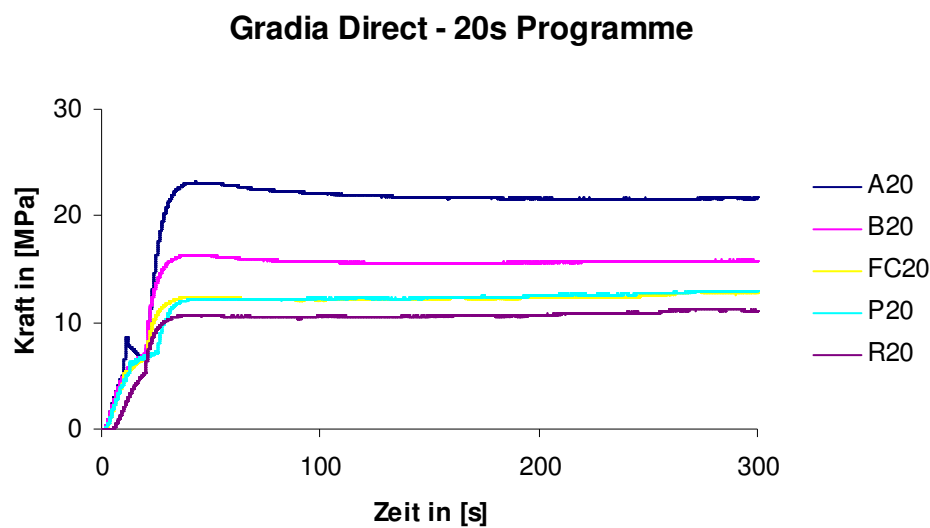


Abbildung 26:
Kraft-Zeit-Diagramm der Schrumpfkraft von Gradia Direct posterior 20-Sekunden-Programme

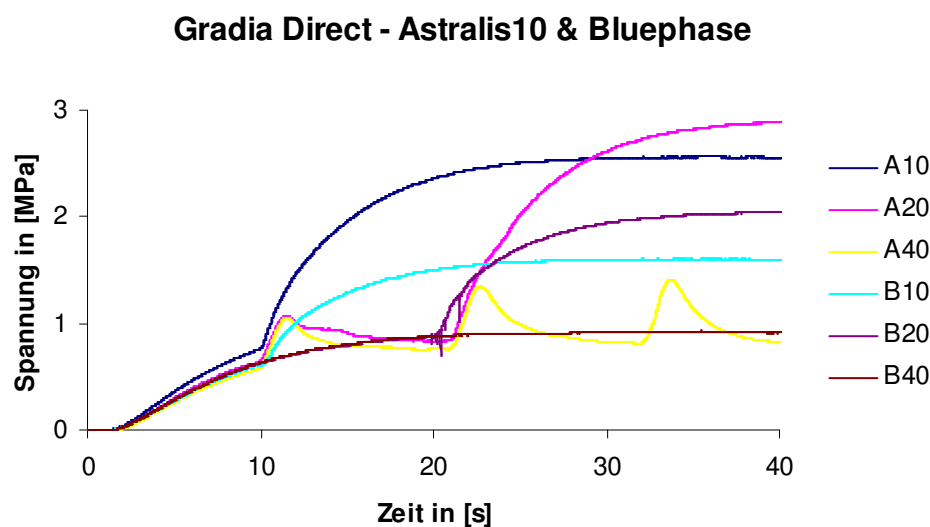


Abbildung 27:
Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von Gradia Direct posterior mit den Lampen Astralis10 und Bluephase belichtet

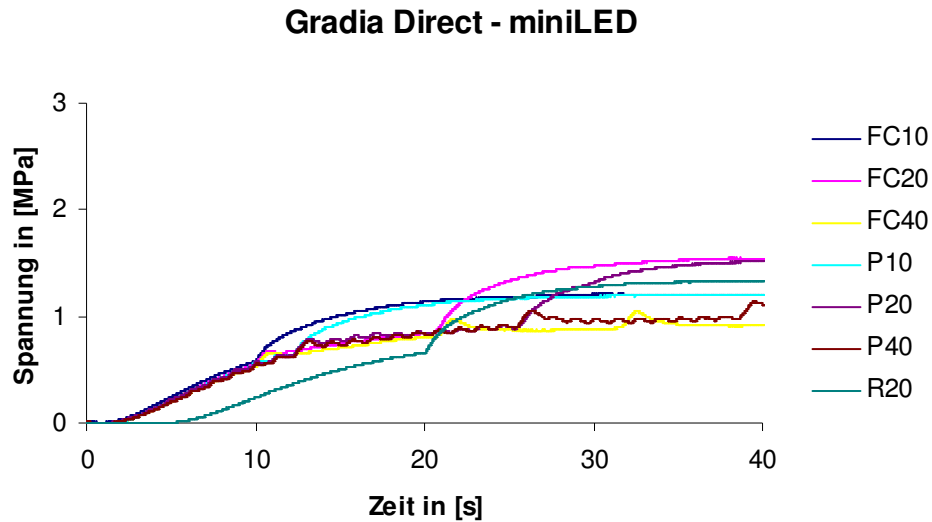


Abbildung 28:
Spannungs-Zeit-Diagramm der Schrumpfspannung von Gradia Direct posterior mit der miniLED belichtet

Sehr deutlich sind hier die einzelnen Lichtimpulse des Soft-Start-Programms Pulse in den ersten 40 Sekunden der Kurven zu erkennen. Die miniLED Lampe reduziert dabei signifikant die Spannung im Vergleich zu Astralis10 und Bluephase. Lediglich die Belichtung mit der Bluephase im HIP-Programm für 10 Sekunden erreicht eine ebenso niedrige Spannung von 1,6 MPa, vgl. miniLED mit 20 Sekunden Puls-Belichtung. Das Programm Ramp verzögert hierbei den Gelpunkt um das Dreifache. Im Materialvergleich ist dies mit dem Ramp Gelpunkt von Tetric Ceram HB (beide 6,9 s) der längste Prä-Gelzustand.

Mit Abstand die geringsten Spannungs- und Schrumpfkraftergebnisse liefert das Material Gradia Direct posterior. Bis zu 50 % geringere Schrumpfspannungen der bisherigen Materialien wurden ermittelt. Doch die Reihenfolge der Belichtungsprogramme bleibt auch hier konstant, Astralis 10 liefert die Höchsten, miniLED die niedrigsten Werte.

Tabelle 4.1.4 Zusammenfassung der Schrumpfspannung und des Gelpunktes von Gradia Direct posterior (ANOVA, Tukey $\alpha=0,05$)

Typ	Lampen	Programm	Zeit [s]	Spannung [MPa]	Gelpunkt [s]
LED	mini LED	Fast Cure	10	1,3 ^a (1,0)	2,9 ^{abcd} (0,2)
			20	1,6 ^{bc} (0,6)	
			40	1,8 ^{cd} (1,2)	
		Pulse	10	1,3 ^a (0,6)	2,9 ^{bcd} (0,2)
			20	1,6 ^{bc} (0,7)	
			40	1,8 ^{cd} (1,0)	
		Ramp	20	1,4 ^{ab} (0,5)	6,9 ^e (0,2)
	Bluephase	HIP	10	1,6 ^{bc} (0,4)	2,5 ^{abc} (0,1)
			20	2,0 ^d (1,1)	
			40	2,2 ^e (0,6)	
Halogen	Astralis 10	HIP	10	2,6 ^f (1,8)	2,6 ^{abcd} (0,2)
			20	2,7 ^f (2,1)	
			40	3,2 ^g (1,8)	

4.1.5 Vergleich der Gelpunkte aller Materialien

Da der Gelpunkt in diesem System als der Zeitpunkt des Erreichens einer Kraft von 0,5 Newton festgelegt wurde, besteht keine Differenz zwischen den unterschiedlichen Belichtungszeiten der Programme. Dadurch wird der Gelpunkt jeweils unter der Belichtungsart, unabhängig von der Belichtungszeit zusammengefasst.

Abbildung 29 fasst die Gelpunkte aller Materialien, den Belichtungsarten zugeordnet zusammen.

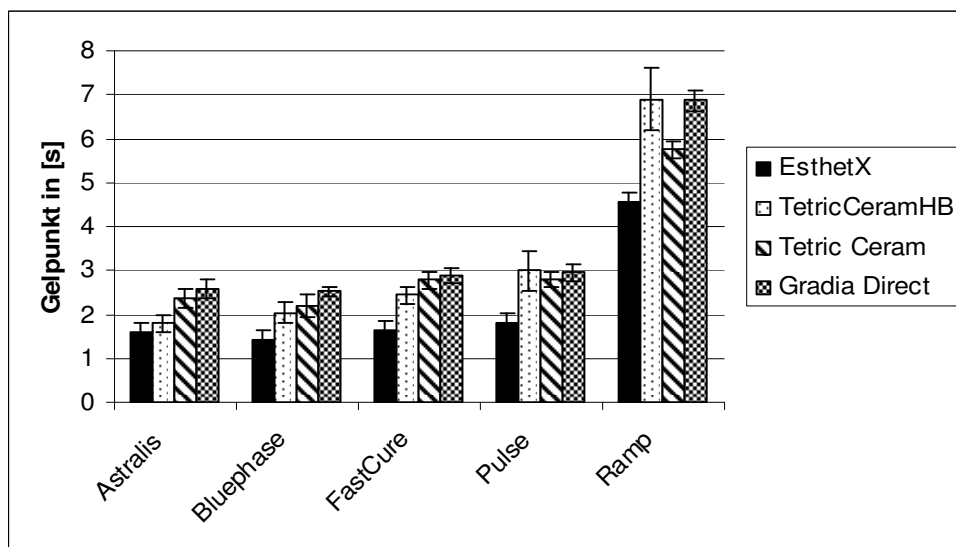


Abbildung 29:
Säulendiagramm der Gelpunkte aller Materialien in Abhängigkeit zur Belichtungsart

EsthetX erreicht insgesamt im Vergleich zu den anderen drei Materialien wesentlich schneller den Gelpunkt. Im Ganzen betrachtet ist aber eine eindeutige Tendenz dahin zu erkennen, dass das Soft-Start-Polymerisationsprogramm Ramp bei allen Materialien einen deutlichen Anstieg der Zeit zum Erreichen des Gelpunktes bewirkt. Dies ist auch aus der Statistik der Tabellen ersichtlich, während die ersten vier Belichtungsprogramme nur geringe Unterschiede der homogenen Untergruppen aufweisen unterscheidet sich Ramp signifikant davon. Im mittleren Bereich befinden sich die beiden Programme FastCure und Pulse der miniLED, die innerhalb von drei Sekunden den Gelpunkt erreichen. Mit weniger als drei Sekunden erreichen die Halogenlampe Astralis10 und die LED-Lampe Bluephase, beide im HIP-Modus, den Gelpunkt.

4.1.6 Schrumpfspannung Soft-Start- vs. kontinuierlicher Belichtung

Zum Vergleich der Soft-Start-Polymerisation des Programms Ramp der Mini LED, das ein festgelegtes Belichtungsprotokoll von 20 Sekunden besitzt, wurde als Kontrollgruppe das kontinuierliche Fast Cure Programm, ebenfalls der Mini LED, mit 20 Sekunden Belichtungszeit herangezogen. Die Statistik wurde mittels ANOVA und Tukey-HSD Test ($\alpha = 0,05$) ermittelt. Homogene Untergruppen sind mit hochgestellten Buchstaben markiert, in Klammern die Standardabweichungen.

Tabelle 4.1.6 20-Sekunden-Programme von Fast Cure und Ramp im Vergleich

	Fast Cure 20s	Puls 20s	Ramp 20s
EsthetX	4,52 ^d (2,3)	4,62 ^d (0,6)	4,16 ^c (1,6)
Tetric Ceram HB	3,44 ^c (3,4)	3,45 ^c (1,2)	2,66 ^b (2,8)
Tetric Ceram	2,69 ^b (2,1)	2,48 ^b (1,3)	2,72 ^b (1,7)
Gradia Direct Posterior	1,60 ^a (0,6)	1,62 ^a (0,7)	1,39 ^a (0,5)

4.2 Mikromechanische Eigenschaften

Zur indirekten Bewertung der Polymerisation werden in dieser Studie die mikromechanischen Eigenschaften hinzugezogen. Mittels dieses Prüfverfahrens kann die Polymerisationsleistung einer Lampe, bzw. die Effizienz eines bestimmten Belichtungsmodus in seiner Lichtintensität oder –spektrum bewertet werden. Dazu wurden die zu prüfenden Materialien direkt nach der Polymerisations-schrumpfmessung im SSA-Gerät (Dullin, München 1999) der Härtemessung im Universalhärteprüfgerät (Fischerscope® H100C, Sindelfingen Deutschland) unterzogen. Dabei wurden jeweils Ober- (HV) und Unterseite (HV_U) miteinander verglichen. Zusätzlich zur Härte wurde im Universalprüfverfahren auch jeweils der Elastizitätsmodul (E-Modul) und Kriechen gemessen. Während der E-Modul ebenfalls als Säulendiagramm aufgeführt wird, ist Kriechen in der Gesamttabelle zum Schluss mit aufgeführt. Zunächst werden die Ergebnisse zu den jeweiligen Materialien in Abhängigkeit zur Belichtungsart grafisch präsentiert und zur besseren Übersicht anschließend in einer Gesamttabelle zusammengefasst.

4.2.1 EsthetX

In Abbildung 30 sind zu jedem Belichtungsprogramm Säulendiagramme der Ober- und Unterseite als Mittelwerte der Vickershärte abgebildet.

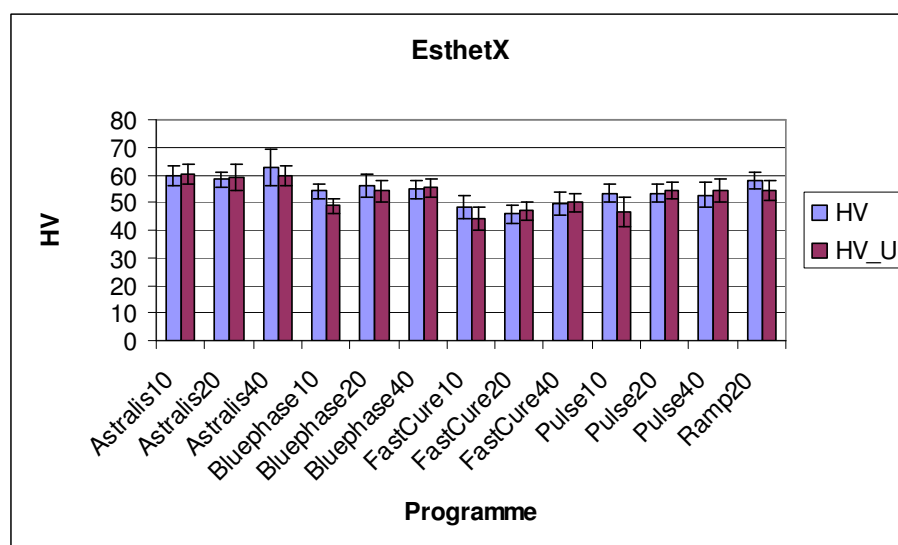


Abbildung 30:
Vickershärte der verschiedenen Belichtungsmodi des Komposits EsthetX

Eine Belichtung mit dem Fast Cure Programm erreicht lediglich mit einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden eine Vickershärte von 50 N/mm². Dabei ergeben sich bei EsthetX keine signifikanten Unterschiede zwischen Ober- und Unterseite. Die Halogenlampe erzielt mit über 60 N/mm² im HIP-Modus die höchsten Härtewerte mit 40 Sekunden Belichtungszeit. FastCure erreicht im Vergleich nur die geringsten Härtewerte aller Belichtungsmodi. Im Mittelfeld bewegen sich die Belichtungsprogramme der Bluephase, sowie die Soft-Startprogramme Puls und Ramp.

Analog zur Vickershärte werden in folgender Abbildung die Mittelwerte der Elastizitätsmoduln des Materials EsthetX für Ober- und Unterseite dargestellt.

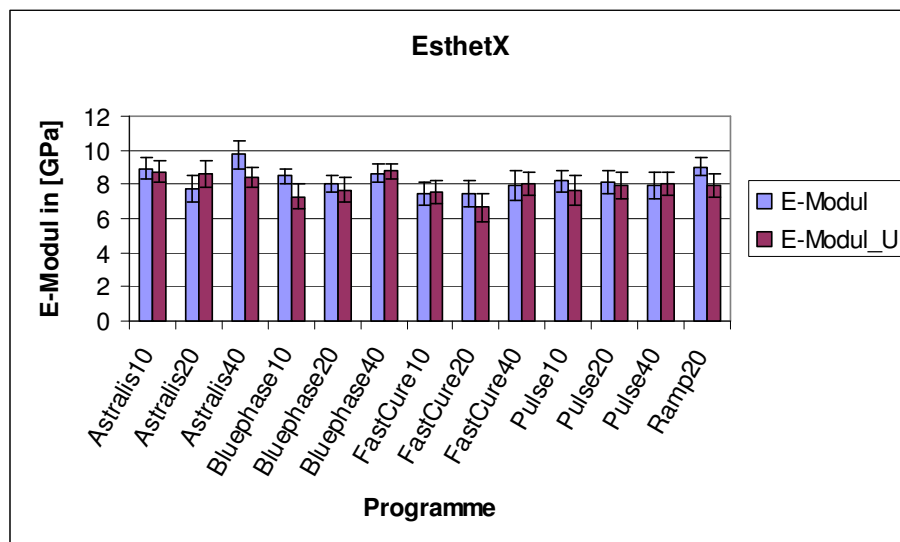


Abbildung 31:
Elastizitätsmodul von EsthetX nach den 13 verschiedenen Belichtungsprogrammen angeordnet

In der Rangfolge der Elastizitätsmoduln führt Astralis 10 mit 40 Sekunden Belichtungszeit, dicht gefolgt von Bluephase, Puls und Ramp. Das Schlusslicht bildet hier das Fast-Cure-Programm der miniLED.

4.2.2 Tetric Ceram HB

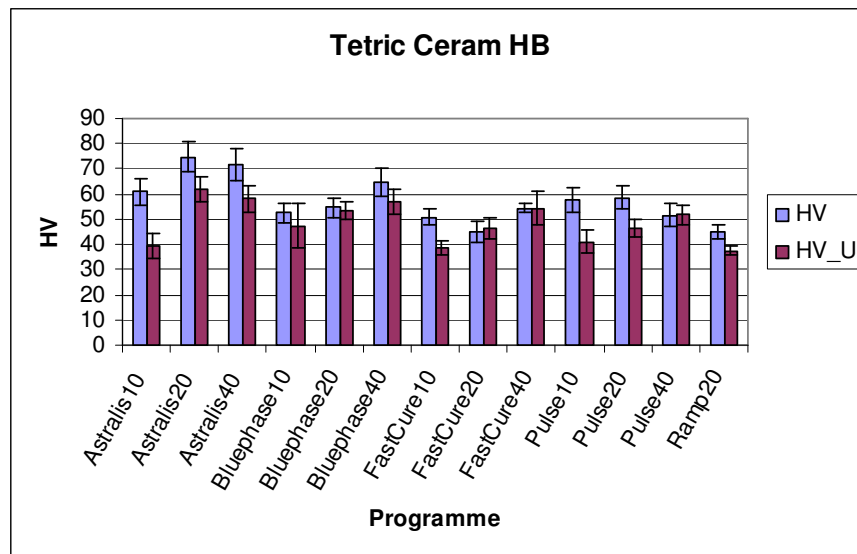


Abbildung 32:

Vickershärte der verschiedenen Belichtungsmodi des Komposits Tetric Ceram HB

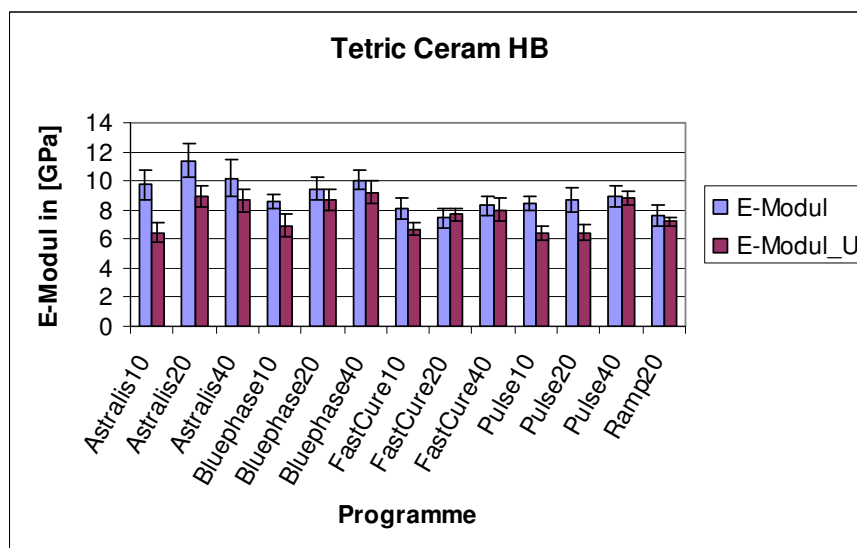


Abbildung 33:

Elastizitätsmodul von Tetric Ceram HB nach den 13 verschiedenen Belichtungsprogrammen angeordnet

Eine Vickershärte bis zu 75 N / mm² erzielt Astralis 10 auch bei Tetric Ceram HB, allerdings sind insgesamt bei Veränderungen der Belichtungszeit starke Variationen zu beobachten. Darüber hinaus ist die Differenz der Härtewerte zwischen Ober- und Unterseite signifikant. Bei allen Programmen ist mit Verlängerung der Belichtungszeit auch eine Erhöhung der Härte zu beobachten. Die 10-Sekunden-Programme weisen die höchsten Standardabweichungen vor.

4.2.3 Tetric Ceram

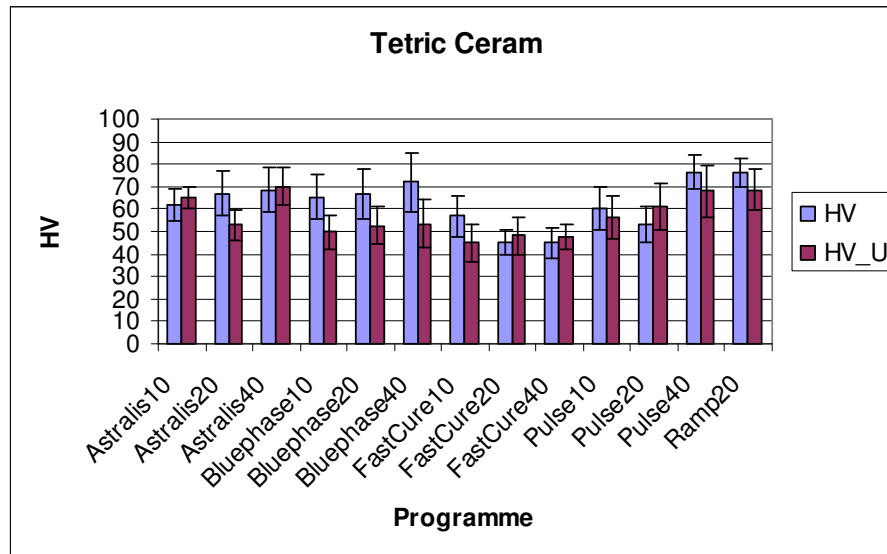


Abbildung 34:

Vickershärte des Komposits Tetric Ceram zu den verschiedenen Belichtungsprogrammen

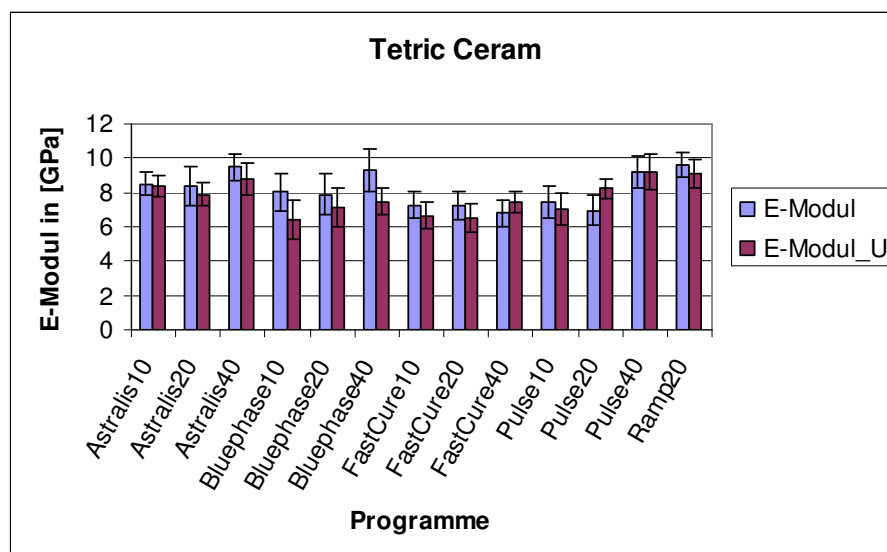


Abbildung 35:

Elastizitätsmodul von Tetric Ceram nach den 13 verschiedenen Belichtungsprogrammen angeordnet

Das Soft-Start-Programm erreichte mit der 40sekündigen Belichtung mittels Pulse die höchsten Härte- und E-Modulwerte. Astralis 10 und Bluephase erzielten dabei vergleichbare Werte, während Fast Cure und Pulse für 10 und 20 Sekunden unter 60 N/mm² verbleiben.

4.2.4 Gradia Direct posterior

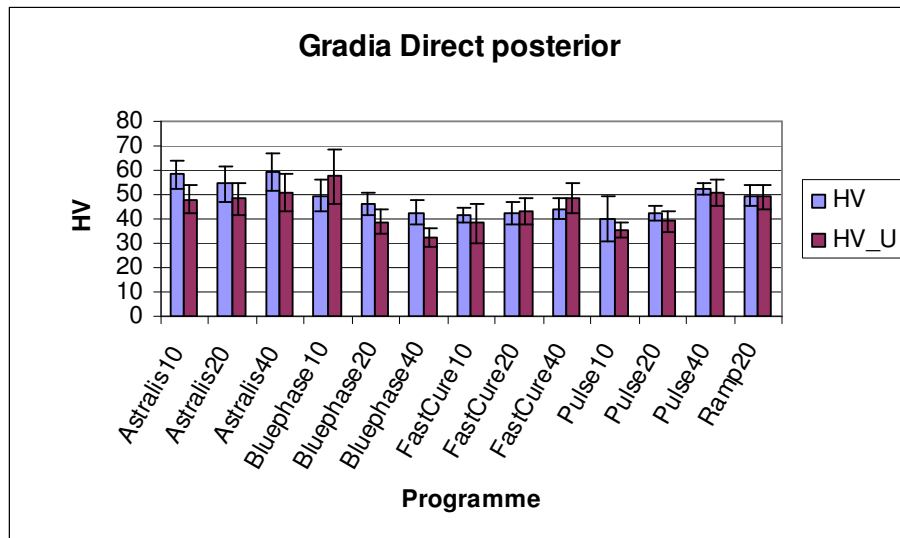


Abbildung 36:

Vickershärte des Komposits Gradia Direct posterior zu den verschiedenen Belichtungsprogrammen

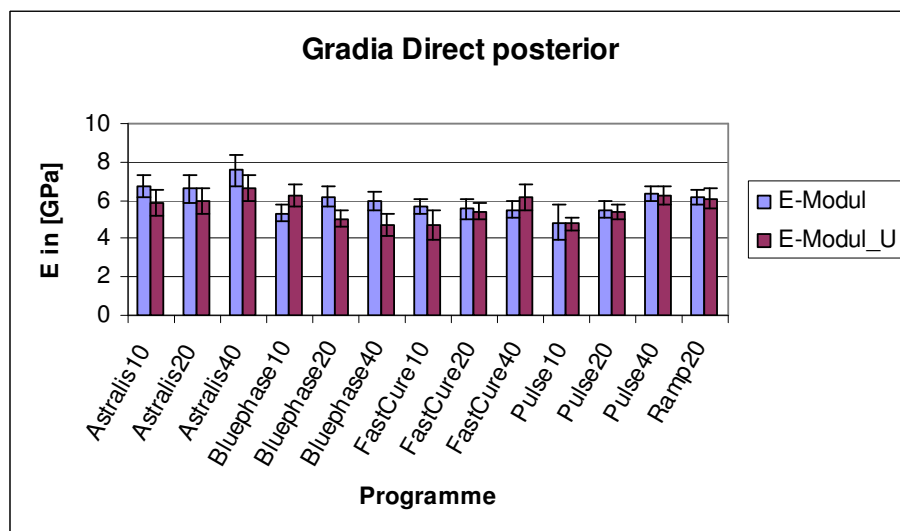


Abbildung 37:

Elastizitätsmodul von Gradia Direct posterior nach den 13 verschiedenen Belichtungsprogrammen angeordnet

Die Halogenlampe erreichte durch verlängerte Belichtung die höchsten Werte bis zu 60 N/mm² bei Gradia Direct posterior. Puls erzielte bei der 10-Sekunden-Belichtung die niedrigsten Werte von 40 N/mm².

4.2.5 Übersicht der mikromechanischen Eigenschaften

Tabelle 4.2.5 fasst die mikromechanischen Eigenschaften Vickershärte (HV), E-Modul und Kriechen für die Probenober- und Unterseiten (_U) der vier getesteten Materialien zusammen. Die homogenen Untergruppen sind als hochgestellte Buchstaben dargestellt, sowie die Standardabweichungen in Klammern den Werten nachstehend aufgelistet. Die Härtewerte beziehen sich auf die Härteprüfung unmittelbar nach der Schrumpfungsmessung (0h).

Tabelle 4.2.5 mikromechanische Eigenschaften

Material	Programm	HV [N/mm ²]	HV_U [N/mm ²]	E-Modul [GPa]	E-Modul_U [GPa]	Kriechen [%]	Kriechen_U [%]
Esthet X	A 10	59,8 ^{ab} (7,2)	60,4 ^d (7,5)	8,9 ^{ab} (1,2)	8,7 ^c (1,3)	4,5 ^{ab} (1,2)	4,3 ^a (1,3)
	A 20	58,3 ^{ab} (5,4)	59,2 ^{cd} (9,2)	7,8 ^a (1,5)	8,6 ^{abc} (1,5)	4,7 ^b (1,5)	4,5 ^a (1,5)
	A 40	62,8 ^b (13,4)	59,7 ^{bcd} (7,1)	9,7 ^c (1,7)	8,4 ^{abc} (1,2)	4,2 ^a (1,7)	4,6 ^{abc} (1,2)
	B 10	54,0 ^a (5,4)	48,7 ^{ab} (5,7)	8,5 ^{ab} (0,9)	7,3 ^{abc} (1,4)	4,9 ^b (0,9)	5,1 ^c (1,4)
	B 20	56,3 ^a (8,2)	54,1 ^{abcd} (7,3)	8,0 ^{ab} (1,0)	7,7 ^{ab} (1,4)	4,6 ^b (1,0)	4,8 ^{bc} (1,4)
	B 40	54,7 ^a (6,5)	55,3 ^{abcd} (6,7)	8,6 ^{ab} (1,0)	8,8 ^{bc} (0,9)	4,7 ^b (1,0)	4,7 ^{bc} (0,9)
	FC 10	48,6 ^a (8,4)	44,3 ^a (8,3)	7,4 ^{ab} (1,3)	7,5 ^{ab} (1,4)	4,9 ^b (1,3)	5,0 ^{bc} (1,4)
	FC 20	45,9 ^a (6,6)	47,2 ^a (6,6)	7,4 ^{ab} (1,6)	6,6 ^{abc} (1,7)	5,0 ^b (1,6)	5,1 ^c (1,7)
	FC 40	49,5 ^a (8,6)	49,9 ^a (6,0)	8,0 ^b (1,8)	8,0 ^{bc} (1,3)	4,8 ^b (1,8)	4,8 ^{bc} (1,3)
	P 10	53,3 ^a (6,5)	46,8 ^{abc} (10,7)	8,2 ^{ab} (1,3)	7,7 ^{abc} (1,8)	4,4 ^{ab} (1,3)	5,1 ^{bc} (1,8)
	P 20	53,3 ^a (6,7)	54,3 ^{abcd} (6,1)	8,1 ^{ab} (1,4)	7,9 ^{abc} (1,5)	4,7 ^b (1,4)	4,6 ^{abc} (1,5)
	P 40	52,7 ^a (8,8)	54,2 ^{abc} (8,7)	7,9 ^{ab} (1,5)	8,0 ^{abc} (1,3)	4,9 ^b (1,5)	4,9 ^c (1,3)
	R 20	57,9 ^{ab} (5,7)	54,5 ^{abcd} (7,2)	9,0 ^{bc} (1,1)	7,9 ^{abc} (1,4)	4,6 ^b (1,1)	4,8 ^{bc} (1,4)

Material	Programm	HV [N/mm ²]	HV_U [N/mm ²]	E-Modul [GPa]	E-Modul_U [GPa]	Kriechen [%]	Kriechen_U [%]
Tetric Ceram HB	A 10	60,9 ^{cde} (9,9)	39,7 ^d (0,5)	9,7 ^{cd} (1,1)	6,5 ^a (5,2)	4,5 ^{abc} (1,1)	5,4 ^b (1,1)
	A 20	74,7 ^f (12,0)	61,8 ^{cd} (0,6)	11,4 ^e (2,4)	8,9 ^d (1,7)	4,4 ^a (1,2)	4,9 ^{ab} (2,1)
	A 40	71,5 ^{ef} (12,7)	58,1 ^{bcd} (0,8)	10,2 ^d (2,6)	8,6 ^d (3,1)	4,3 ^{ab} (1,1)	5,1 ^a (1,2)
	B 10	52,6 ^{de} (7,6)	47,3 ^{ab} (0,6)	8,5 ^{abcd} (2,3)	6,9 ^{ab} (2,2)	5,0 ^{cde} (1,2)	5,2 ^b (1,3)
	B 20	54,6 ^{ab} (7,8)	53,4 ^{abcd} (0,4)	9,5 ^{bcd} (2,1)	8,7 ^d (5,1)	5,1 ^{de} (1,2)	5,0 ^{ab} (1,2)
	B 40	64,9 ^{abcd} (11,1)	57,0 ^{abcd} (0,3)	10,0 ^{cd} (2,6)	9,2 ^d (3,0)	4,6 ^{abcd} (1,2)	4,9 ^a (1,3)
	FC 10	50,8 ^{ab} (6,4)	38,6 ^a (0,5)	8,1 ^{abc} (2,3)	6,7 ^a (2,0)	5,2 ^e (1,2)	5,4 ^{ab} (1,2)
	FC 20	45,1 ^a (8,5)	46,5 ^a (0,5)	7,4 ^a (2,4)	7,7 ^{bcd} (7,2)	5,3 ^e (1,2)	5,2 ^{ab} (1,8)
	FC 40	54,5 ^{abc} (3,8)	54,4 ^a (0,6)	8,3 ^{abcd} (2,3)	8,0 ^{cd} (6,9)	5,0 ^{cde} (1,2)	5,2 ^{ab} (1,2)
	P 10	57,5 ^{bcd} (10,2)	41,1 ^{abc} (0,4)	8,5 ^{abcd} (2,3)	6,4 ^{ab} (1,9)	4,9 ^{bcd} (1,2)	5,3 ^{ab} (1,4)
	P 20	58,7 ^{bcd} (8,8)	46,6 ^{abcd} (0,3)	8,7 ^{abcd} (2,3)	6,4 ^{ab} (15,9)	4,8 ^{bcd} (1,2)	5,1 ^{ab} (1,2)
	P 40	51,6 ^{abc} (8,8)	52,0 ^{abc} (0,5)	8,9 ^{abcd} (2,2)	8,8 ^d (4,0)	5,0 ^{de} (1,1)	5,1 ^{ab} (1,1)
	R 20	45,3 ^a (5,6)	37,3 ^{abcd} (0,5)	7,6 ^{ab} (0,0)	7,2 ^{abc} (0,7)	5,4 ^e (1,3)	5,5 ^b (1,3)
Tetric Ceram	A 10	62,1 ^{abcd} (14,2)	65,1 ^b (9,5)	8,5 ^{ab} (1,3)	8,4 ^{bc} (1,3)	6,1 ^{bc} (0,6)	5,7 ^{ab} (0,6)
	A 20	66,9 ^{bcd} (19,6)	53,1 ^{ab} (13,5)	8,4 ^{ab} (2,3)	7,9 ^{abc} (1,4)	5,3 ^{ab} (0,4)	5,6 ^{ab} (0,7)
	A 40	68,4 ^{cde} (20,0)	70,0 ^b (16,8)	9,5 ^b (1,6)	8,8 ^{bc} (1,8)	5,1 ^a (0,6)	5,6 ^a (0,5)
	B 10	65,5 ^{abcde} (19,1)	49,9 ^{ab} (15,2)	8,0 ^{ab} (2,2)	6,4 ^{abc} (2,2)	5,9 ^{abc} (0,6)	5,6 ^{ab} (0,6)
	B 20	66,7 ^{de} (22,4)	52,8 ^{ab} (17,1)	7,9 ^{ab} (2,5)	7,2 ^{abc} (2,3)	6,2 ^{bc} (0,9)	6,0 ^{ab} (0,6)
	B 40	71,9 ^{abcde} (26,0)	53,4 ^{ab} (21,1)	9,3 ^{ab} (2,5)	7,5 ^{abc} (1,6)	5,8 ^{abc} (0,5)	5,5 ^a (0,6)
	FC 10	57,0 ^{abc} (18,1)	45,0 ^{ab} (16,2)	7,3 ^a (1,6)	6,6 ^{abc} (1,6)	5,7 ^{abc} (0,8)	6,5 ^b (1,1)
	FC 20	45,0 ^{ab} (10,8)	48,1 ^{ab} (17,2)	7,2 ^{ab} (1,7)	6,5 ^a (1,7)	6,6 ^c (1,0)	6,1 ^{ab} (0,3)
	FC 40	44,9 ^a (13,8)	47,4 ^{ab} (11,4)	6,8 ^a (1,5)	7,4 ^{abc} (1,2)	6,1 ^{bc} (0,7)	5,7 ^{ab} (0,9)
	P 10	60,3 ^{abcde} (18,9)	56,2 ^{ab} (19,2)	7,5 ^{ab} (1,9)	7,1 ^{ab} (1,8)	6,5 ^c (0,8)	6,5 ^{ab} (0,3)
	P 20	52,9 ^{ab} (16,0)	61,1 ^{ab} (20,8)	7,0 ^a (1,7)	8,2 ^{abc} (1,2)	6,0 ^{abc} (0,8)	5,6 ^a (1,0)
	P 40	76,4 ^e (15,4)	67,9 ^{ab} (23,1)	9,2 ^b (1,9)	9,2 ^c (2,1)	5,7 ^{abc} (0,8)	5,4 ^a (0,5)
	R 20	76,2 ^{de} (12,5)	68,6 ^b (18,2)	9,6 ^b (1,5)	9,1 ^c (1,7)	5,9 ^{abc} (0,5)	6,2 ^{ab} (0,7)

Material	Programm	HV [N/mm ²]	HV_U [N/mm ²]	E-Modul [GPa]	E-Modul_U [GPa]	Kriechen [%]	Kriechen_U [%]
Gradia Direct Posterior	A 10	58,3 ^{ef} (11,7)	52,7 ^{abcdef} (9,4)	6,8 ^{cde} (1,1)	6,3 ^{abcde} (1,2)	6,6 ^{ab} (0,7)	7,4 ^b (0,8)
	A 20	56,0 ^{cdef} (13,4)	52,8 ^{abcdef} (11,2)	6,7 ^{cde} (1,5)	6,4 ^{abcde} (1,2)	6,5 ^{ab} (1,0)	6,8 ^{ab} (0,8)
	A 40	59,4 ^f (15,2)	55,7 ^{bcdef} (9,1)	7,6 ^{de} (1,6)	7,3 ^{de} (0,7)	6,4 ^{ab} (0,8)	6,8 ^{ab} (0,6)
	B 10	52,6 ^{abcdef} (10,9)	57,8 ^{def} (17,1)	5,5 ^{abc} (1,0)	6,6 ^{cde} (0,9)	6,7 ^{ab} (0,9)	6,7 ^{ab} (0,9)
	B 20	46,5 ^{abcdef} (9,2)	43,4 ^{abcdef} (10,0)	6,2 ^{abcde} (1,1)	5,3 ^{abc} (0,9)	6,3 ^{ab} (0,6)	6,6 ^{ab} (0,8)
	B 40	44,4 ^{abcdef} (9,7)	46,7 ^{abcdef} (9,1)	6,1 ^{abcde} (1,1)	6,1 ^{abcde} (0,7)	6,9 ^{ab} (0,8)	7,0 ^{ab} (0,9)
	FC 10	41,5 ^{abcd} (6,7)	39,5 ^{abc} (16,7)	5,6 ^{abcd} (0,7)	4,8 ^a (1,6)	7,2 ^{ab} (0,9)	6,7 ^{ab} (0,7)
	FC 20	42,4 ^{abcde} (8,9)	46,2 ^{abcdef} (9,0)	5,6 ^{abc} (1,1)	5,6 ^{abc} (0,8)	6,8 ^{ab} (1,1)	6,8 ^{ab} (0,8)
	FC 40	44,1 ^{abcdef} (8,0)	48,5 ^{abcdef} (12,6)	5,5 ^{abc} (0,8)	6,1 ^{abcde} (1,3)	6,6 ^{ab} (0,6)	5,9 ^a (0,7)
	P 10	40,0 ^{abc} (13,7)	36,4 ^a (6,6)	5,5 ^{abc} (1,6)	4,9 ^{ab} (0,6)	7,0 ^{ab} (0,8)	7,0 ^{ab} (0,6)
	P 20	42,4 ^{abcde} (5,9)	39,0 ^{ab} (8,4)	5,5 ^{abc} (0,8)	5,4 ^{abc} (0,8)	7,0 ^{ab} (0,8)	6,5 ^{ab} (0,8)
	P 40	52,3 ^{abcdef} (5,0)	55,6 ^{bcdef} (6,2)	6,4 ^{abcde} (0,8)	6,6 ^{bcde} (0,7)	6,9 ^{ab} (0,8)	7,4 ^b (1,0)
	R 20	52,0 ^{abcdef} (6,7)	53,6 ^{bcdef} (6,0)	6,3 ^{abcde} (0,7)	6,5 ^{abcde} (0,9)	6,4 ^{ab} (0,6)	7,3 ^b (1,0)

4.3 Konversionsrate und Härteprofile

Im dritten Teil der Studie wurden exemplarisch für zwei ausgewählte Materialien (EsthetX und Tetric Ceram HB) Proben von 2 mm und 6 mm Schichtdicke für die Spektralanalyse im FTIR-Spektrometer Nexus Thermo Nicolet (Madison, USA) hergestellt, anschließend für 24 Stunden in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert, zur Erstellung der Härteprofile präpariert und im Universalhärtemessgerät (Fischerscope H100C, Sindelfingen) vermessen. Pro Material und Belichtungsprogramm wurden jeweils 8 Probenkörper hergestellt (n=8). Somit wurden zur Analyse der Konversionsrate und Härteprofile jeweils 104 Proben pro Schichtdicke und pro Material angefertigt.

Die Ergebnisse der Konversionsrate und die mikromechanischen Eigenschaften wurden den jeweiligen Materialien zugeordnet und ausgewertet. Zunächst wurden pro Komposit die Veränderungen in den unterschiedlichen Schichtdicken miteinander verglichen, dann erfolgt eine genauere Betrachtung aller 20-Sekunden-Programme. Anschließend wird exemplarisch für eine Belichtungsart der detaillierte Verlauf bei Variation der Belichtungszeit charakterisiert. Zuletzt werden tabellarisch die Mittelwerte der Konversionsrate, Standardabweichung und die homogenen Untergruppen resümiert.

4.3.1 Konversionsrate von EsthetX

Abbildung 38 und 39 verdeutlicht eine Übersicht des Verhaltens der Konversionsrate in Abhängigkeit der Belichtungszeit und der Belichtungsprogramm. In *Tabelle 4.3.1a* sind die Werte zu EsthetX mit deren homogenen Untergruppen und der Standardabweichung zusammengefasst.

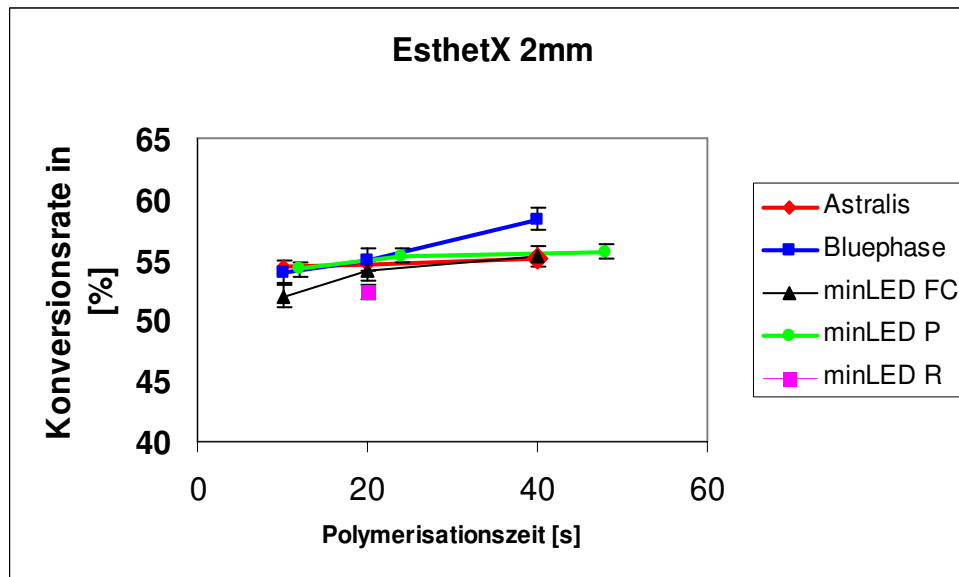


Abbildung 38:
Variation der Konversionsrate nach Belichtung für 10s, 20s und 40s an den Unterseiten von Proben mit 2mm Schichtdicke gemessen

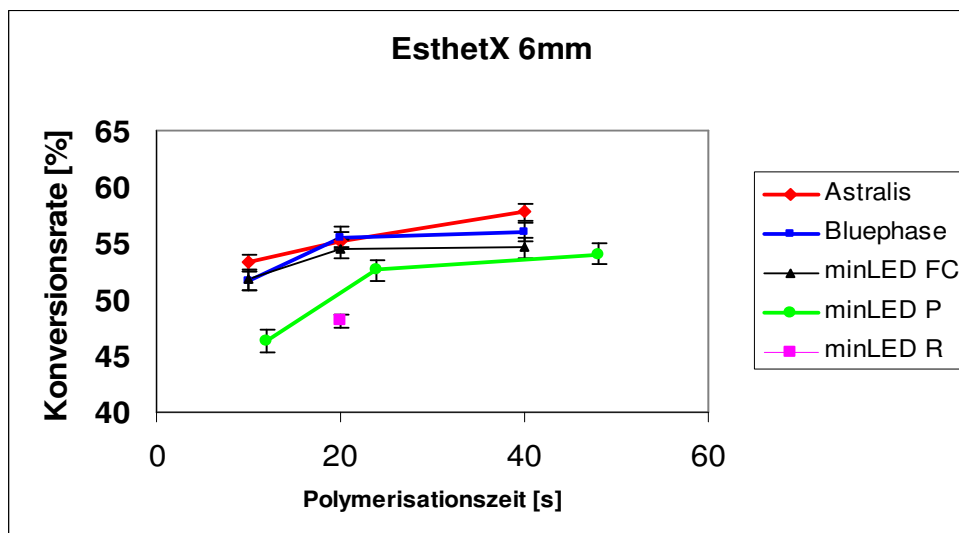


Abbildung 39:
Variation der Konversionsrate nach Belichtung für 10s, 20s und 40s an den Unterseiten von Proben mit einer Schichtdicke von 6mm, in je 3 Inkrementen à 2mm eingebracht

Abbildungen 40 und 41 veranschaulichen das Verhalten der Konversionsrate der 2 und 6 mm Proben. Eine Verlängerung der Belichtungszeit von 10 auf 20 Sekunden bewirkt eine signifikant höhere Konversionsrate beider Probengeometrien. Bei einer Belichtung von 40 Sekunden ist allerdings nur bei den 6-mm-Proben ein weiterer Anstieg der Konversionsrate zu beobachten.

Abbildung 41 vergleicht für das Material EsthetX alle 20 Sekunden Programme der verschiedenen Polymerisationslampen in 2 mm und 6 mm Tiefe. Das Programm Pulse der miniLED und Bluephase erreichen dabei die höchsten Werte. Im Mittelfeld liegen Astralis, FastCure, während Ramp das Schlusslicht bildet. Diese Differenzen treten bei Betrachtung der 6-mm-Proben deutlicher hervor. Ramp erreicht dabei lediglich eine Konversionsrate von knapp 40 %.

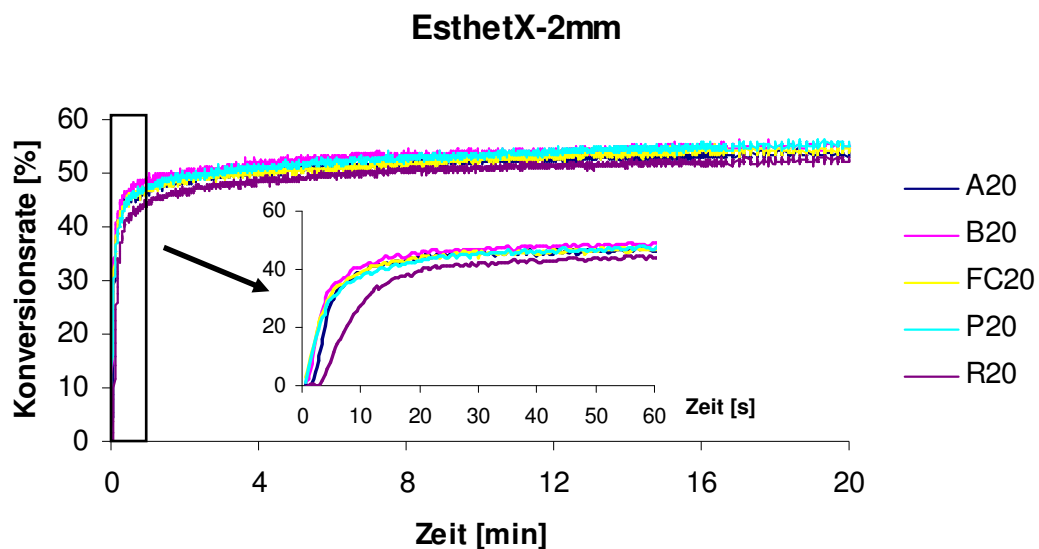


Abbildung 40:
Vergleich der 20 Sekunden Programme aller verwendeten Lampen für EsthetX der Proben von 2mm Schichtdicke in Fokus der ersten 60 Sekunden

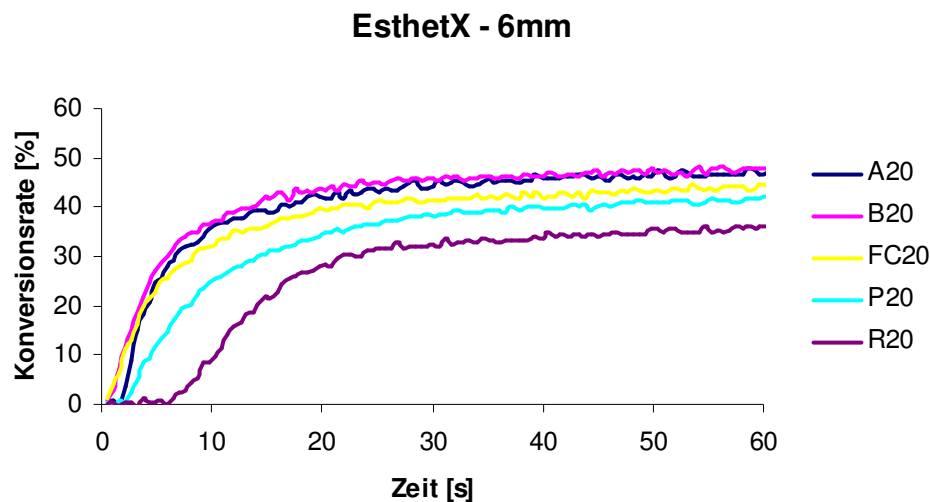


Abbildung 41:
Vergleich der 20 Sekunden Programme in den ersten 60 Sekunden aller verwendeten Lampen für EsthetX der Proben mit 6mm Schichtdicke, jeweils in 3 x 2mm Inkrementen

Die unterschiedlichen Ergebnisse der Probengestaltung von 2 mm und 6 mm im Vergleich werden exemplarisch anhand der LED-Lampe Bluephase im HIP Modus bei 10, 20 und 40 Sekunden in Abbildung 42 näher betrachtet. Die ersten Minuten nach der Belichtung werden rechts dabei nochmals im Ausschnitt dargestellt. Während eine Belichtung von 10 Sekunden eine Konversionsrate knapp an der 50 % Marke erreicht, kann eine Verlängerung der Belichtungszeit von 20 auf 40 Sekunden keine signifikante Erhöhung der Konversionsrate bewirken. Bezüglich der 6 mm Proben weist die 10- Sekunden-Polymerisation einen Sprung in der Kurve bei 3 Minuten auf. Der Grund hierfür ist eine weitere Polymerisation, durch das Einbringen und Belichten des zweiten Inkrements. Diese Veränderung des Kurvenverlaufs ist bei 20 und 40 Sekunden nicht mehr zu erkennen.

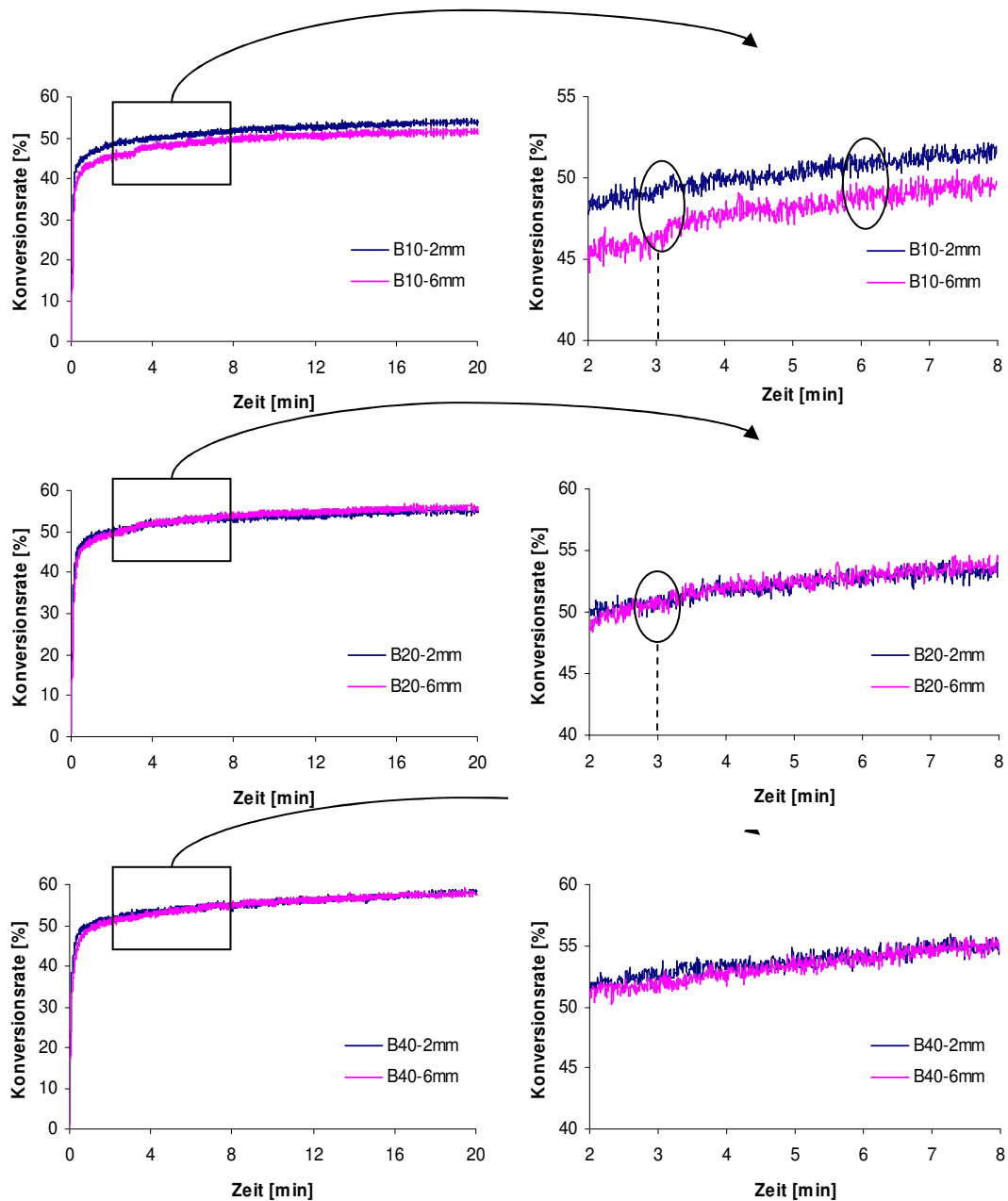


Abbildung 42:

Mittelwerte der Konversionsrate gemessen in Echtzeit als Funktion der Zeit nach Belichtung mit der LED-Polymerisationslampe Bluephase für 10, 20 und 40 s.

Tabelle 4.3.1a fasst nochmals die Werte der Konversionsrate von EsthetX zu den 2 mm und 6 mm Proben zusammen. Die homogenen Untergruppen sind anhand der hochgestellten Buchstaben abzulesen, dazu in Klammern die jeweiligen Standardabweichungen.

Tabelle 4.3.1a Zusammenfassung der Konversionsrate von EsthetX in 2 mm und 6 mm Proben

Typ	Lampe	Programm	Zeit [s]	KR[%] 2mm	KR[%] 6mm
LED	Mini LED	Fast Cure	10	52,0 ^{bcd} (2,0)	51,8 ^{bc} (1,6)
			20	54,1 ^{defgh} (1,3)	54,5 ^{efgh} (2,9)
			40	55,3 ^{ghi} (3,5)	54,6 ^{efgh} (0,8)
		Pulse	12	54,2 ^{defgh} (2,0)	46,3 ^a (1,8)
			24	55,3 ^{ghi} (1,3)	52,6 ^{bcd} (1,4)
			48	55,7 ^{hi} (1,0)	54,0 ^{defgh} (2,6)
		Ramp	20	52,4 ^{bcd} (1,3)	48,1 ^a (1,2)
	Bluephase	HIP	10	54,0 ^{cdefgh} (1,1)	51,7 ^b (1,0)
			20	55,0 ^{ghi} (2,5)	55,6 ^{hi} (1,8)
			40	57,1 ⁱ (2,7)	56,0 ^{hi} (3,0)
Halogen	Astralis 10	HIP	10	54,8 ^{fgh} (1,2)	53,3 ^{bcd} (2,5)
			20	54,8 ^{fgh} (1,3)	55,4 ^{ghi} (1,6)
			40	55,1 ^{ghi} (3,2)	55,7 ^{hi} (0,9)

4.3.2 Konversionsrate von Tetric Ceram HB

Zunächst werden auch die Ergebnisse der unterschiedlichen Probengeometrien für das Material Tetric Ceram HB präsentiert. Anschließend folgen der Vergleich aller 20-Sekunden-Programme und eine nähere Betrachtung der Auswirkungen der Belichtungszeiten anhand des Beispiels der Halogenlampe Astralis 10.

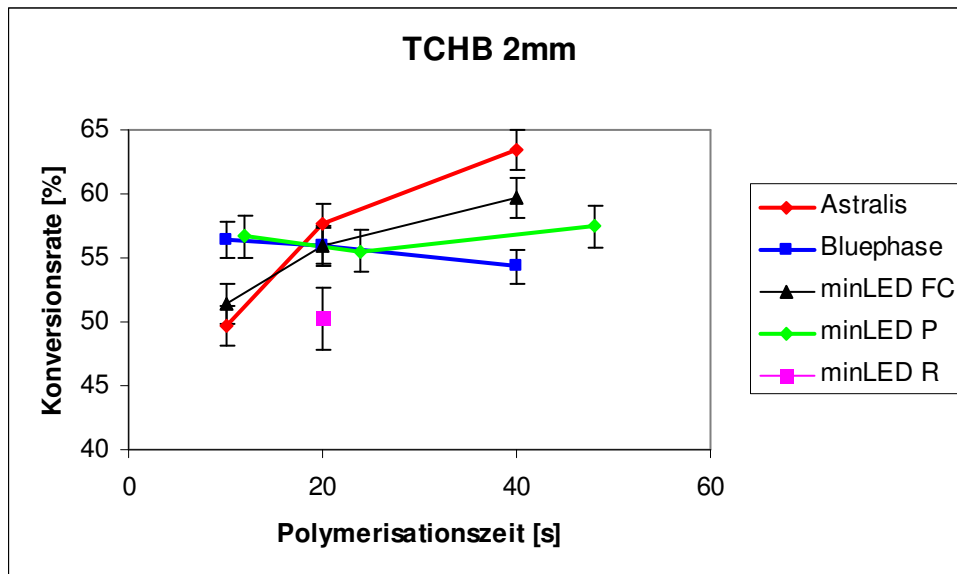


Abbildung 43:

Variation der Konversionsrate nach Belichtung für 10 s, 20 s und 40 s an den Unterseiten von Proben mit 2 mm Schichtdicke gemessen

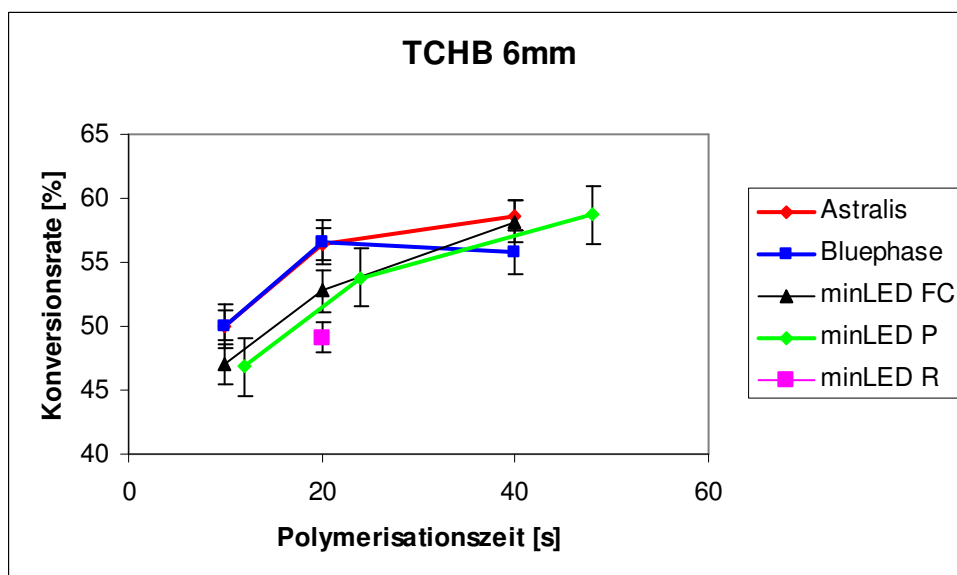


Abbildung 44:

Variation der Konversionsrate nach Belichtung für 10 s, 20 s und 40 s an den Unterseiten von Proben mit einer Schichtdicke von 6mm, in je 3 Inkrementen à 2 mm eingebracht

Tetric Ceram HB – 2 mm

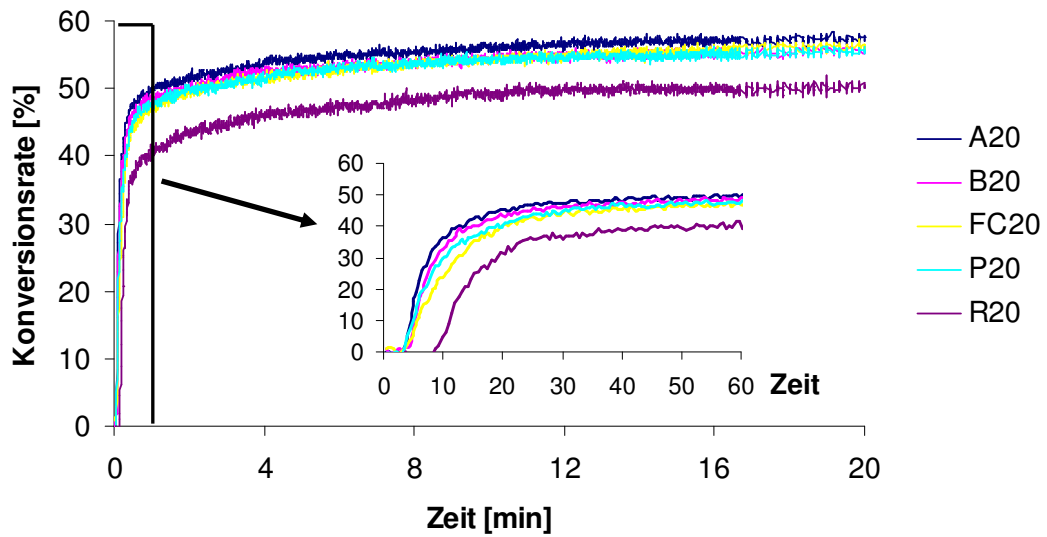


Abbildung 45:
Vergleich der 20-Sekunden-Programme aller verwendeten Lampen für TetricCeram HB der Proben mit 2 mm Schichtdicke

Tetric Ceram HB – 6 mm

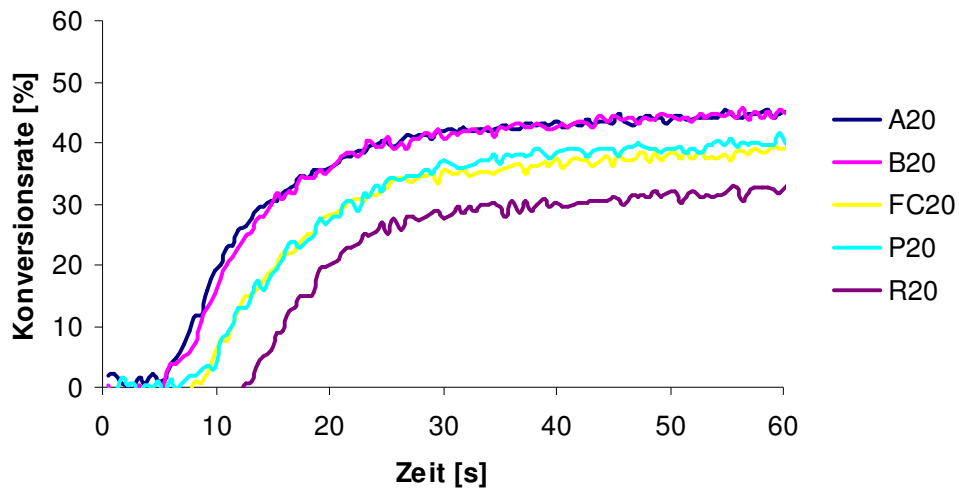


Abbildung 46:
Vergleich der 20-Sekunden-Programme aller verwendeten Lampen für Tetric Ceram HB der Proben mit 6 mm Schichtdicke, jeweils in 3 x 2 mm Inkrementen

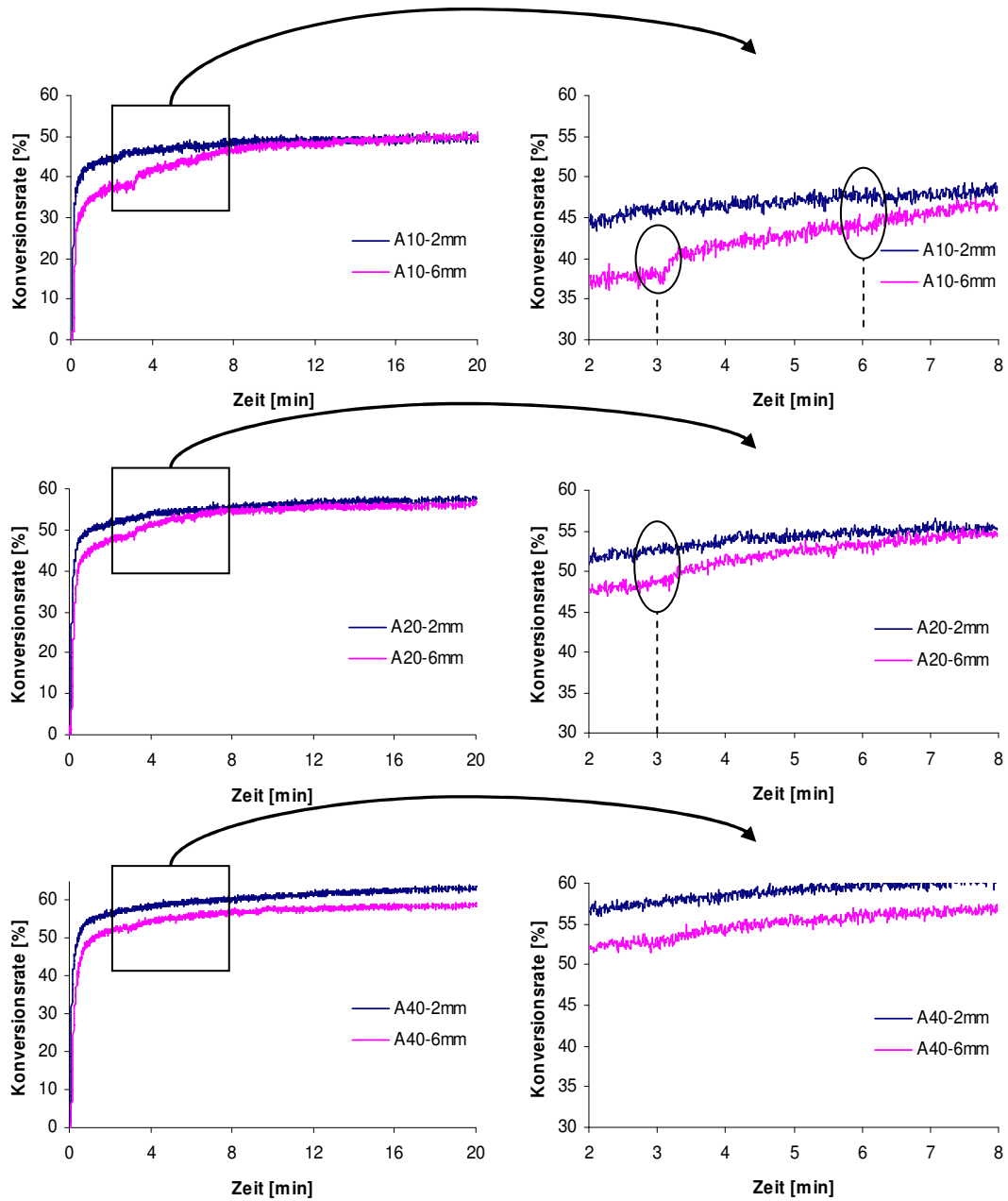


Abbildung 47:

Mittelwerte der Konversionsrate von Tetric Ceram HB gemessen in Echtzeit als Funktion der Zeit nach Belichtung mit der Halogen Polymerisationslampe Astralis10 für 10, 20 und 40 s.

Abbildung 47 erlaubt eine nähere Betrachtung der Entwicklung der Konversionsrate der ersten Minuten. Ähnlich wie bei EsthetX ist hier mit 20 Sekunden ebenfalls ein Kurvensprung bei drei Minuten zu beobachten. Die Nachpolymerisation zeigt sich hier deutlicher. Signifikant ist auch der Unterschied der Konversionsrate zwischen 2 und 6 mm bei Belichtung mit 40 Sekunden. Während bei EsthetX kein signifikanter Unterschied zwischen 20 und 40 Sekunden-Belichtung herrscht, reagiert das Material Tetric Ceram HB auf eine weitere Belichtung mit einer signifikanten Erhöhung der Konversionsrate.

Tabelle 4.3.2a Zusammenfassung der Konversionsrate von Tetric Ceram HB in 2 mm und 6 mm Proben

Typ	Lampe	Programm	Zeit [s]	KR[%] 2mm	KR[%] 6mm
LED	Mini LED	Fast Cure	10	51,4 ^{ab} (5,1)	47,0 ^a (4,7)
			20	55,9 ^{cd} (3,5)	52,8 ^{bc} (1,8)
			40	59,9 ^e (1,5)	58,2 ^e (3,0)
		Pulse	12	56,4 ^{cd} (3,3)	46,8 ^a (4,4)
			24	55,5 ^{cd} (5,1)	53,8 ^{cd} (5,5)
			48	57,7 ^{de} (1,4)	58,7 ^e (4,3)
		Ramp	20	50,1 ^a (4,8)	49,1 ^a (2,5)
	Bluephase	HIP	10	56,5 ^{cd} (3,4)	50,0 ^{ab} (5,8)
			20	55,9 ^{cd} (1,8)	56,6 ^{de} (2,3)
			40	54,3 ^{bc} (3,3)	55,8 ^{cde} (2,1)
Halogen	Astralis 10	HIP	10	49,7 ^a (3,5)	49,9 ^{ab} (4,1)
			20	57,7 ^{de} (3,2)	56,5 ^{de} (1,7)
			40	63,4 ^f (2,7)	58,7 ^e (1,4)

4.3.3 Härteprofil EsthetX

Für die 6 mm Proben wurden zusätzlich die mikromechanischen Eigenschaften in Härteprofilen, ausgehend von der Oberfläche, in die Tiefe mit einem Messpunktabstand von 100 μm erstellt. Für alle Polymerisationsmodi ergab sich, dass in einer Tiefe von 6 mm der 80 %-Oberflächenhärtewert nicht unterschritten wurde, da die Proben in drei Inkrementen hergestellt wurden.

Anhand der Polymerisationslampe Bluephase soll die Ermittlung der Härteprofile entsprechend einer Molarenkavität gezeigt werden. *Abbildung 48* verdeutlicht die unterschiedlichen Härtewerte in der Tiefe nach der Belichtung für 10, 20 und 40 Sekunden bei Einbringung der Inkremente in drei Schritten zu je 2 mm Schichtdicke.

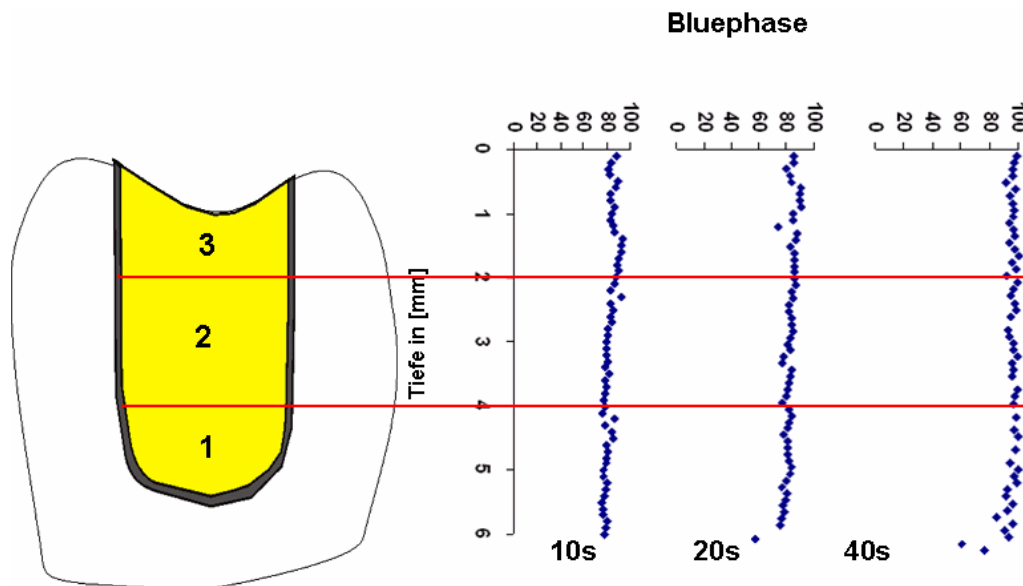


Abbildung 48:
Simulation einer Molarenkavität mit Verlauf der Härteprofile in die Tiefe, EsthetX mittels Bluephase polymerisiert

Die schematische Zeichnung eines Querschnittes durch eine Molarenkavität erlaubt den direkten Vergleich des Profilverlaufs der Härte in die Tiefe der 6 mm Probenkörper. Hierbei wurde die Polymerisationslampe Bluephase exemplarisch ausgewählt. Während bei 10 Sekunden noch Diskontinuitäten in den Übergängen der

Inkrementen mit einer Abnahme der Härte um 10 N/mm² in der Tiefe der Kavität zu erkennen sind, zeigen die 20 und 40 Sekunden Belichtungszeit keine signifikanten Unterschiede und Diskontinuitäten mehr an. Es wird eine suffiziente Polymerisation mit Verlängerung der Belichtungszeit der tiefer liegenden Schichten erkennbar.

Tab. 4.3.3 Vickershärte und Elastizitätsmodul von EsthetX in 2 mm und 6 mm Tiefe als Funktion des Belichtungsprogramms

Typ	Lampe	Pro-gramm	Zeit [s]	HV-2mm N/mm ²	HV-6mm N/mm ²	E-2mm GPa	E-6mm GPa
LED	Mini LED	Fast Cure	10	92,7 ^{abcd} (9,6)	91,3 ^D (4,2)	14,5 ^{ab} (0,8)	13,8 ^B (0,9)
			20	97,1 ^{bcd} (7,0)	89,6 ^{CD} (5,2)	14,4 ^{ab} (1,2)	13,6 ^{AB} (0,9)
			40	93,6 ^{abcd} (2,8)	88,8 ^{CD} (8,3)	14,2 ^{ab} (0,4)	13,2 ^{AB} (1,4)
		Pulse	10	88,9 ^a (21,8)	72,6 ^A (16,5)	15,5 ^{bc} (2,1)	13,6 ^{AB} (2,4)
			20	87,4 ^{cd} (24,3)	85,0 ^{AB} (9,9)	17,5 ^c (5,5)	13,7 ^B (3,0)
			40	86,1 ^{abc} (14,0)	81,0 ^{BC} (7,9)	14,1 ^{ab} (1,1)	13,0 ^{AB} (1,6)
	Bluephase	Ramp	20	86,6 ^a (12,0)	78,7 ^{BC} (9,5)	13,3 ^{ab} (0,9)	12,7 ^{AB} (1,1)
		HIP	10	87,3 ^{abc} (8,5)	78,1 ^{BC} (5,6)	13,1 ^{ab} (0,8)	13,0 ^{AB} (0,9)
			20	85,6 ^{ab} (6,3)	77,4 ^{ABC} (5,0)	13,8 ^{ab} (0,6)	11,7 ^{AB} (1,5)
Halogen	Astralis 10	HIP	40	95,6 ^{abcd} (4,5)	84,2 ^{CD} (14,5)	14,8 ^{ab} (0,4)	12,4 ^{AB} (2,2)
			10	91,2 ^{bcd} (10,9)	91,6 ^D (7,0)	14,4 ^{ab} (0,8)	13,6 ^{AB} (1,0)
			20	99,8 ^d (8,0)	89,9 ^D (5,0)	13,7 ^{ab} (0,8)	13,1 ^{AB} (0,5)
			40	86,5 ^{abc} (8,0)	80,9 ^{BCD} (7,8)	14,3 ^{ab} (1,6)	12,6 ^{AB} (0,9)

Tabelle 4.3.3 fasst die mechanischen Eigenschaften Vickershärte und E-Modul als Funktion der Belichtungsprogramme zusammen. Diese Eigenschaften weisen, bis auf einzelne Ausnahmen, die Tendenz in der Tiefe von 6 mm geringere Werte als in einer Tiefe von 2 mm auf. Dennoch sind signifikante Diskrepanzen zwischen 2 mm und 6 mm Tiefe weder innerhalb eines Belichtungsprogramms, noch innerhalb einer Belichtungsart zu beobachten. Obwohl eine hochsignifikante Korrelation der Belichtungszeit in Bezug auf die Konversionsrate bei den 2 mm Proben festgestellt worden ist, konnte keine solche Korrelation der Belichtungszeit bezüglich der mechanischen Eigenschaften eruiert werden.

4.3.4 Härteprofile für Tetric Ceram HB

In *Tabelle 4.3.4* sind die Mittelwerte der mikromechanischen Eigenschaften Härte und E-Modul für das Material Tetric Ceram HB zusammengefasst.

Tabelle 4.3.4 Vickershärte und Elastizitätsmodul von Tetric Ceram HB in 2 mm und 6 mm Tiefe als Funktion des Belichtungsprogramms

Typ	Lampe	Pro-gramm	Zeit [s]	HV-2mm N/mm ²	HV-6mm N/mm ²	E-2mm GPa	E-6mm GPa
LED	mini LED	Fast Cure	10	105,6 ^{abc} (7,4)	92,1 ^{AB} (5,8)	17,2 ^{ab} (1,0)	15,3 ^{AB} (0,7)
			20	112,9 ^d (4,9)	99,1 ^{CDE} (4,6)	17,7 ^{ab} (0,6)	16,3 ^{BCD} (0,7)
			40	109,2 ^{bcd} (4,5)	106,4 ^G (5,2)	18,3 ^b (0,5)	17,0 ^{DE} (0,7)
		Pulse	10	100,7 ^a (4,7)	95,6 ^{BC} (4,6)	17,1 ^{ab} (0,4)	15,5 ^{AB} (0,5)
			20	99,8 ^a (4,7)	100,8 ^{DE} (4,3)	20,3 ^{ab} (5,1)	17,9 ^E (3,2)
			40	110,1 ^{cd} (4,7)	100,4 ^{CDE} (4,6)	17,9 ^c (1,0)	16,3 ^{BCD} (0,8)
	Bluephase	Ramp	20	100,1 ^a (7,2)	90,5 ^A (4,0)	16,5 ^{ab} (0,5)	14,9 ^A (0,6)
		HIP	10	110,1 ^{cd} (4,1)	106,4 ^{FG} (3,8)	17,6 ^{ab} (1,0)	16,8 ^{CDE} (0,8)
			20	109,5 ^{bcd} (5,7)	103,5 ^{EF} (8,0)	17,1 ^{ab} (0,9)	15,8 ^{ABC} (1,3)
Halogen	Astralis 10	HIP	40	107,0 ^{bcd} (6,2)	98,5 ^{CD} (5,2)	16,8 ^{ab} (0,7)	15,8 ^{ABC} (1,1)
			10	110,5 ^{cd} (4,4)	92,9 ^{AB} (4,6)	17,4 ^{ab} (0,4)	14,8 ^A (0,8)
			20	104,1 ^{ab} (5,1)	96,8 ^{BCD} (3,1)	17,1 ^{ab} (0,5)	15,9 ^{ABCD} (0,8)
			40	110,6 ^{cd} (6,7)	101,5 ^{DEF} (2,8)	17,6 ^{ab} (0,7)	16,2 ^{BCD} (0,6)

Tabelle 4.3.4 fasst die mechanischen Eigenschaften Vickershärte und E-Modul als Funktion der Belichtungsprogramme zusammen. Signifikante Diskrepanzen zwischen den 2-mm und 6-mm-Proben sind innerhalb eines Belichtungsprogramms sowie innerhalb einer Belichtungsart bei Tetric Ceram HB, wie bei EsthetX, nicht zu beobachten. Während eine Verdoppelung der Belichtungszeit von 10 auf 20 Sekunden noch eine signifikante Erhöhung der Härte bewirkt, hat eine weitere Verlängerung der Belichtung keine signifikante Progression der Härte zur Folge. Eine hochsignifikante Korrelation der Belichtungszeit in Bezug auf die Konversionsrate bei den 2 mm Proben kann hier ebenfalls festgestellt werden.

4.3.5 Korrelationen

Die Korrelationsbestimmung nach Pearson, mit 2-seitiger Signifikanz, ergab folgende Beziehungen. Dabei gelten nachstehende Bezeichnungen:

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

- . nicht signifikant

Der Füllkörperanteil wird hierbei jeweils in Volumenprozent (Vol %) und Gewichtsprozent (Gew%) angegeben. Der Parameter Lampe unterscheidet zwischen den drei angewendeten Modellen (Astralis 10, Bluephase und Mini LED), Programm ist, wie schon unter 4.2 beschrieben, eingeteilt. Die Belichtungsart differenziert hierbei zwischen Halogen und LED, während die Intensität die Leistung der Lampe angibt. Die Zeit, bzw. die Belichtungszeit bezeichnet die jeweils angewendeten Polymerisationszeiten (10, 20 und 40 Sekunden). Die Dosis errechnet sich dabei aus der Intensität der Lampe und der Belichtungszeit.

Tabelle 4.3.5.1 Korrelationen an der Oberfläche der Proben (0 mm)

	E-Modul	Kriechen	HV
Material	-,384**	,734**	-,097**
Vol%	-,261**	,361**	-,194**
Gew%	,354**	-,251**	,182**
Lampe	-,281**	,205**	-,271**
Programm	-,184**	,154**	-,171**
Belichtungszeit	-	-	-
Belichtungsart	-	-	-
Intensität	,281**	-,208**	,267**
Dosis	,153**	-,102**	,131**

An der Oberfläche der Proben zeigt weder die Belichtungszeit, noch die –art eine signifikante Korrelation zu den mikromechanischen Eigenschaften. Hochsignifikante Korrelationen bestehen zwischen den mikromechanischen Eigenschaften und dem Material.

Tabelle 4.3.5.2 Korrelationen in 2 mm Tiefe

	Spannung	Gelpunkt	E-Modul	Kriechen	HV	Konversions- rate
Material	-,771**	,343**	-,287**	,714**	-	,174**
Vol%	-,549**	,248**	-,362**	,413**	-,184**	,174**
Gew%	-	-	,137**	-,172**	-	,174**
Lampe	-,487**	,356**	-,194**	,107**	-,200**	-
Programm	-,391**	,533**	-,091*	,091*	-,120**	-
Zeit	,265**	-	,218**	-,094**	,128**	,287**
Belichtungsart	-,273**	,708**	-	,091*	-	-,129**
Intensität	,486**	-,338**	,189**	-,102**	,198**	-
Dosis	,435**	-,244**	,252**	-,118**	,172**	,287**

Tabelle 4.3.5.3 Korrelationen in 6 mm Tiefe, gemessen nach 24-stündiger Lagerung

	E-Modul 24h	HV 24h	Kriechen 24h	Konversionsrate
Material	,691**	,669**	-,134**	-
Lampe	,104*	-	-	-,273**
Programm	-	-,137**	-	-,186**
Zeit	-	,097*	-,191**	,605**
Belichtungsart	-	-,237**	-	-,305**
Intensität	-,102*	-	-	,267**
Dosis	-,118**	-	-,128**	,586**

4.3.6 Effektstärke der Parameter (Eta-Quadrat)

Die Effektstärke (partiellen Eta-Quadrates η^2) wurde anhand des allgemeinen linearen Modells der Varianzanalyse ermittelt. Je näher der Wert an Eins heranreicht, desto stärker ist der Einfluss des Parameters auf die gemessenen Eigenschaften. Proben, die unmittelbar nach der Polymerisation gemessen wurden entsprechen der Bezeichnung 0h, während nach einer Lagerung für 24 Stunden in 37 °C destilliertem Wasser die gemessenen Werte mit 24h bezeichnet werden.

Tabelle 4.3.6 Signifikante Werte des partiellen Eta-Quadrates der Parameter

	Gel-punkt	Schrumpf-spannung	KR	E-Modul 0h	HV_0h	Kriechen 0h	E-Modul 24h	HV_24h	Kriechen 24h
Material	0,491	0,824	0,067	-	0,066	0,140	0,629	0,425	0,006
Programm	0,861	0,906	0,241	0,147	0,199	0,189	0,049	0,069	0,136
Vol%	0,115	0,340	0,041	-	0,046	0,111	0,629	0,425	0,006
Gew%	0,082	0,545	0,050	-	0,036	0,114	0,629	0,425	0,006
Zeit	0,093	0,229	0,057	0,079	0,070	0,041	0,016	0,004	0,001
Intensität	0,190	0,613	-	-	0,061	0,058	0,013	0,021	0,052
Dosis	0,689	0,598	0,134	0,093	0,144	0,130	0,042	0,053	0,097
Lampe	0,161	0,413	-	-	0,057	0,050	0,013	0,021	0,052
Distanz	-	-	0,019	-	-	-	0,108	0,121	0,192

-. nicht signifikant

4.3.7 Tendenzen

Zusammenfassend für alle Materialien wurden mittels der Epanechnikov-Kerner-Funktion Tendenzen für die Schrumpfungskraft, sowie die Konversionsrate der 2 mm und der 6 mm Proben als Funktion der Dosis in drei Diagrammen dargestellt. Mit diesen Diagrammen lässt sich die Flächendichte der gemessenen Werte erfassen. Während die Schrumpfungskraft und die Konversionsrate der 2 mm Proben alle Materialien zusammenfasst, sind mit den 6 mm Proben lediglich EsthetX und Tetric Ceram HB erfasst.

An *Abbildung 49* lässt sich ein linearer Anstieg der Schrumpfungskraft bis circa 30 Newton mit Erhöhung der Dosis bis zu 30 J/cm² erkennen. Danach erfolgt ein leichter Abfall der Kraft mit einem Plateau und anschließend ab einer Dosis von über 50 J/cm² erreicht die Schrumpfkraft das vorausgegangene Niveau und steigt mit weiterer Dosiserhöhung nur mäßig an.

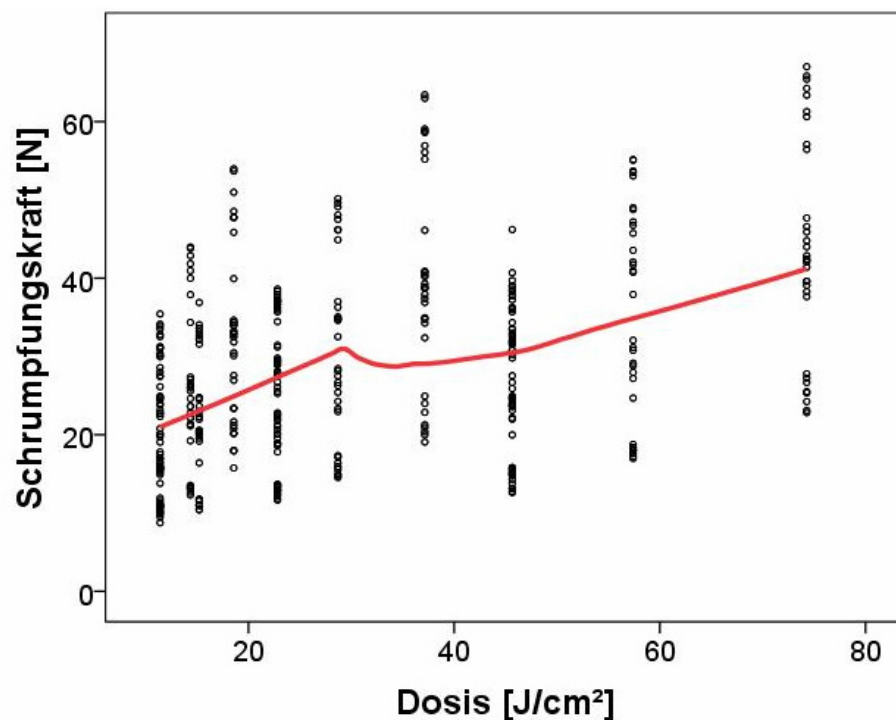


Abbildung 49:
Tendenzen der Schrumpfungskraft aller Materialien als Funktion der Dosis

Vergleicht man *Abbildung 50* und *51* miteinander, können Unterschiede in den Tendenzen von 2 und 6 mm Proben festgestellt werden. Während eine weitere

Dosiserhöhung bei 2 mm die Konversionsrate relativ gleichmäßig stetig ansteigen lässt, zeigt sich ab einer Dosis von circa 30 J/cm² bei den 6 mm Proben durch ein Plateau der Kurve keine wesentliche Veränderung der Konversionsrate mehr. Bis dahin ist allerdings der Anstieg bei 6 mm umso steiler und bei geringerer Dosis ist die Konversionsrate unter 50 % während bei 2 mm auch mit geringer Dosis ein Wert über 50 % erzielt werden kann.

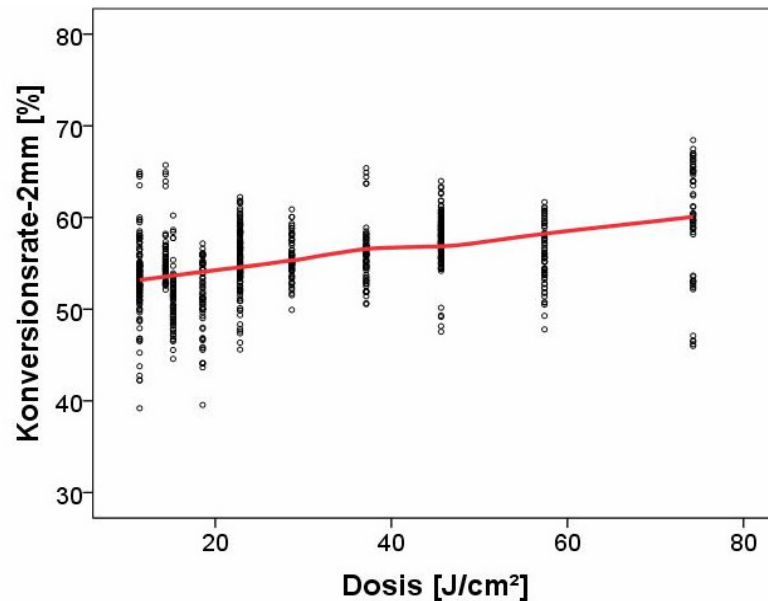


Abbildung 50:
Tendenzen der Konversionsrate der 2mm-Proben aller Materialien als Funktion der Dosis

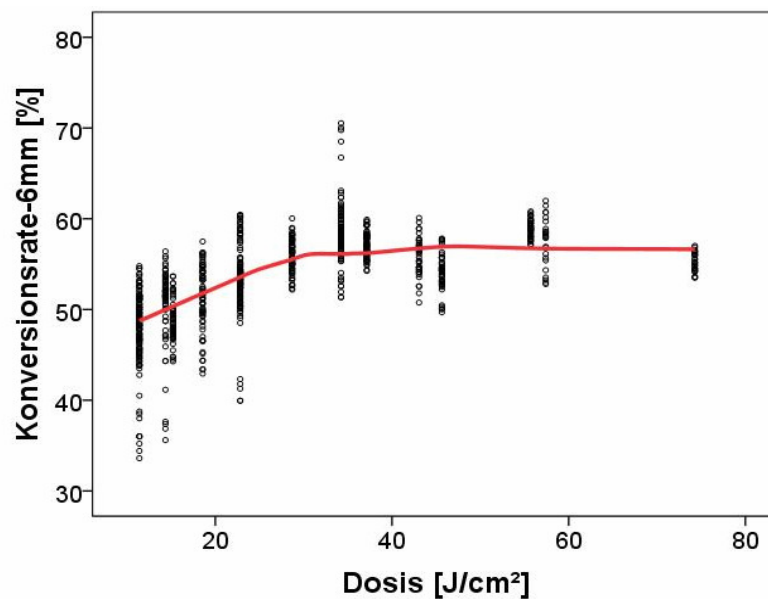


Abbildung 51:
Tendenzen der Konversionsrate der 6 mm Proben der Materialien EsthetX und Tetric Ceram HB als Funktion der Dosis

5 Diskussion

Diese Studie gliedert sich in drei Teilbereiche, die insgesamt zu einer Darstellung antagonistischer Eigenschaften dentaler Kompositmaterialien in Bezug auf ihre Belichtungsart führt. Im ersten Teil wurde das Hauptproblem moderner Komposite, die Schrumpfspannung, die während der Polymerisation durch Volumenschrumpfung entsteht, erfasst. Die letzteren beiden Teilbereiche beschäftigten sich mit einer qualitativen Auswertung der Komposite anhand der erzielten Werte der mikromechanischen Eigenschaften, sowie der Konversionsrate. Dabei wurden unterschiedliche Belichtungsmethoden miteinander verglichen. Der Einfluss auf die Materialeigenschaften stellte dabei den Bezugspunkt ihrer Bewertung dar. Die Zusammenhänge des Antagonismus werden anhand der Fragestellungen diskutiert. Charakteristiken der Materialzusammensetzung werden durch die Verwendung unterschiedlicher Komposite mit unterschiedlichem Füllergehalt respektive Füllergröße mit einbezogen. Trotz vorhandener Erkenntnisse über die Effekte von Schrumpfspannung und Konversionsrate auf die mikromechanischen Eigenschaften, beeinflussen allerdings in der klinischen Anwendung weitere Faktoren die Lebensdauer und Qualität einer Kompositrestauration. Die Verlängerung des Prä-Gelzustandes durch bestimmte Belichtungsarten kann sich positiv auf eine eingeschränkte Polymerisationsschrumpfung, durch Fließvorgänge im entstehenden Polymer, auswirken. Um auch in tieferen Schichten einer Kavität eine möglichst hohe Konversionsrate und somit auch gute mikromechanische Eigenschaften zu erzielen, sollten bestimmte Belichtungszeiten nicht unterschritten werden. Inkrementtechnik und ausreichende Belichtungszeiten, sowie die sorgfältige Verarbeitung durch den Praktiker führen zu einer Dauerhaften und ästhetischen Wiederherstellung der Zahnform und vermeiden mögliche Nebenwirkungen durch Restmonomere im Kunststoff. Zur Sicherung des klinischen Erfolges von Restaurationen aus modernen Kompositen bedarf es der genauen Kenntnis dieser Faktoren.

Für eine bestimmte chemische Zusammensetzung eines lichthärtenden dentalen Komposits beeinflussen die Konversionsrate, mechanische Eigenschaften sowie die Schrumpfung die endgültige Qualität der Restauration. Die Modulation der

Lichtintensität, die inzwischen die meisten auf dem Markt befindlichen Polymerisationsgeräte erlauben, und die zusätzliche Möglichkeit der Anwendung von Soft-Start-Programmen werden von den praktizierenden Zahnärzten heute positiv angenommen. Dennoch präsentieren sich in der Literatur immer wieder gegensätzliche Ergebnisse bezüglich des Effektes von Soft-Start-Programmen auf die Reduzierung der Schrumpfspannung. Neben positiven Effekten in der Verwendung dieser Belichtungsart (Hofmann, Ernst 2003, Mehl 1997) wurde die Abnahme der Konversion bei verringerter Schrumpfung als ein Hauptproblem angesehen (Stansbury 2004, Lu 2005). Um diese gegensätzlichen Ergebnisse zu beurteilen, bedarf es einer genaueren Betrachtung des Designs der jeweiligen Studien. Zur Bestimmung der Konversionsrate wurden meist dünne Schichten des Materials aufgetragen (Halvorson 2002). Nicht nur die Geometrie und Volumen der einzelnen Probenkörper, auch die Lichtintensität der gemessenen Belichtungsgeräte unterscheidet sich wesentlich. Oben genannte Studie von Lu verzeichnet eine Abschwächung der Konversionsrate nach Soft-Start-Polymerisation, wobei ein Belichtungsprotokoll mit weniger als 450 mW/cm^2 Lichtintensität verwendet wurde. Dies entspricht weniger als der Hälfte der in vorliegender Studie analysierter Belichtungsprotokolle ($>1141 \text{ mW/cm}^2$).

- Welchen Einfluss haben unterschiedliche Belichtungskonzepte und –arten auf die Polymerisationsschrumpfung und -spannung?

In dieser Studie werden zwei grundsätzliche Belichtungskonzepte unterschieden.

1. Kontinuierliche Belichtung mit maximaler Intensität und Dosis
2. Soft-Start-Polymerisation mit Puls und Ramp

In dieser Studie wurden zwei unterschiedliche Soft-Start-Programme der Mini LED angewendet. Ramp ist dabei als ein festgelegtes 20-Sekundenprogramm definiert und wird hierbei mit jeweils 20-Sekunden-Programmen verglichen. Beim Puls-Programm werden Lichtblitze im Maximalbereich appliziert, Ramp aber beginnt mit einer, von Null an, ansteigenden Leistung und emittiert erst die letzten 10 Sekunden im

Maximum. Dadurch ist dem Material eine längere Fließzeit gewährt, da zu Beginn weniger Radikale zur Polymerisation zur Verfügung stehen. Lichtimpulse im Maximalbereich hingegen, erzeugen von Anfang an mehr Radikale und beschleunigen somit die Polymerisation. Einer der auffälligsten Effekte des Soft-Start-Programms Ramp ist somit sicherlich die signifikante Verzögerung des Gelpunktes. Dieser wurde in der vorliegenden Studie arbiträr als derjenige Zeitpunkt gewählt, an dem die Schrumpfkraft einen Wert von 0,5 Newton erreicht. Während Ramp den Gelpunkt, unabhängig vom Material, um ein vielfaches verlängert (bis zu 6,9 s bei Gradia Direct posterior), erreicht Puls keine signifikanten Unterschiede und liegt im Bereich des kontinuierlichen Programms Fast Cure mit einer Belichtung von 20 Sekunden (Bsp.: Gradia Direct posterior 2,9s). Eine Verzögerung des Gelpunktes, bzw. die verlängerte Prä-Gelphase, erlaubt dem Kompositmaterial ein Nachfließen von seiner ungebundenen Oberfläche der Kavität her. Dabei ist die Viskosität des sich bildenden Polymers noch gering und erlaubt dadurch eine Kompensation der Schrumpfspannung. Der Zeitpunkt ab dem das Material keine Kompensationsmöglichkeiten mehr hat, wird das spätere Ausmaß der entstehenden Spannung im Material bestimmen. Allerdings spielt nicht nur die Tatsache, dass ein Soft-Start-Programm verwendet wird eine große Rolle, sondern auch welcher Art die Soft-Start-Polymerisation ist. Beides, die Verlängerung des Prä-Gel-Zustandes und die Verringerung der Polymerisationsspannung, ist den hier angewendeten Soft-Start-Programmen Ramp gelungen und macht die Anwendung zur Spannungsreduktion zwingend notwendig. Ramp erwies sich dabei als Gelpunkt verzögerndes Programm wesentlich effektiver als Puls. Die resultierenden Werte der Spannung zwischen Puls und Ramp jedoch unterscheiden sich nicht signifikant von einander.

Die gemessenen Werte der Schrumpfspannung zeigten auf, dass die 20 Sekunden Programme beider LED Lampen (Mini LED und Bluephase) signifikant niedrigere Schrumpfspannungen erzeugten als die der Halogenlampe Astralis 10. Die Soft-Start-Programme Ramp und Puls der Mini LED, bei einer Belichtungszeit von 20 Sekunden, unterschieden sich dabei nicht signifikant von den kontinuierlichen 20-Sekunden-Programmen beider LED Lampen. Astralis 10, als einzige Halogenlampe, rief die höchsten Spannungen nach einer Belichtung mit 20 respektive 40 Sekunden

hervor. Bei Betrachtung der Schrumpfkraft als Funktion der Zeit, ist ein steiler Anstieg der Kraft nach Belichtungsende zu erkennen. Der plötzliche Temperaturabfall nachdem die Belichtung beendet wurde erzeugt eine thermische Kontraktion. Da die Halogenlampe eine höhere Wärmeemission als die beiden LED Lampen besitzt, steigt dabei auch die Schrumpfkraft entsprechend steiler und höher an.

Es liegen bereits Studien vor in denen festgestellt wurde, dass die Soft-Start-Polymerisation durch die Herabsetzung der Schrumpfspannungen folglich weniger Randspaltbildungen hervorruft, ohne die mechanischen Eigenschaften, oder die Konversionsrate signifikant zu beeinflussen (Mehl 1997, Rueggeberg 1999, Silikas 2000). Darüber hinaus wurde aber erkannt, dass die Polymerisation mit einem Puls-Programm, trotz konstanter Konversionsrate und Härte bei Messungen im trockenen Milieu, die Struktur des Polymers durchaus veränderten. Eine langsame Initialbelichtung führte dabei zu vorwiegend linear ausgerichteten Polymeren (Asmussen 2001). Dies untermauerte die Hypothese, dass durch einen „Slow-Start“ der Polymerisation weniger Zentren des Polymerwachstums resultieren und sich dadurch die Strukturen linearer, mit weniger Verzweigungen formieren.

Die Daten vorliegender Studie zeigen, dass Soft-Start-Programme wie Puls und Ramp (20s) im Vergleich zu äquivalenten kontinuierlichen Programmen der gleichen Polymerisationslampe lediglich in der Tiefe von 6 mm die Konversionsrate signifikant verringerten. Bei den 2 mm-Proben beeinflusste ausschließlich die Belichtungsdauer und nicht die Belichtungsart die Konversionsrate. Vergleicht man die Werte der unterschiedlichen Programme nur einer Lampe (Mini LED), so wurden für die Soft-Start-Polymerisation signifikant niedrigere Werte der Konversionsrate in einer Tiefe von 6 mm im Vergleich zu 2 mm gemessen. Die kontinuierlichen Belichtungsprogramme zeigten indes keinen Einfluss auf die Konversionsrate bei dem Material EsthetX in 6 mm Tiefe. Für Tetric Ceram HB sind am Beispiel der Halogenlampe Astralis 10 signifikante Differenzen der 2 und 6 mm Proben sogar bei einer Belichtungszeit von 40 Sekunden aufgetreten. Dabei wirkte sich die Nachpolymerisation des zweiten Inkrements auch bei 20 Sekunden Belichtung deutlich stärker aus, als beispielsweise bei EsthetX mit Belichtung durch die

Bluephase. Die unterschiedlichen Konversionsraten, die 20 Minuten nach der Photoinitiation gemessen wurden, waren allerdings zu gering um eine Einflussnahme auf die mikromechanischen Eigenschaften zu haben. Diese Messung erfolgte nach Lagerung in destilliertem Wasser für 24 Stunden bei 37 °C. Die ermittelten Werte der mikromechanischen Eigenschaften Härte, E-Modul und Kriechen zeigten hingegen erst signifikante Unterschiede bei einer Erhöhung der Polymerisationszeit von 20 auf 40 Sekunden. Damit bestätigte sich die Unabhängigkeit von der Belichtungsart, da bis in die Tiefe hindurch eine gleichmäßige Streuung erkennbar war. Während ungebundene Monomere als Weichmacher der Polymermatrix dienen können ist eine Verringerung der Konversionsrate nicht von Vorteil.

- Welchen Einfluss hat die Intensität der Polymerisationslampe und Dosis auf die mikromechanischen Eigenschaften, sowie die Konversionsrate und Schrumpfschpannung?

Die Intensität der einfallenden Strahlung im entsprechenden Wellenlängenbereich und die Belichtungsdauer sind entscheidend für die Vollständigkeit der Polymerisation. Beides bestimmt die Entwicklung der mikromechanischen Eigenschaften lichthärtender Komposite. Die Bestrahlungsstärke, respektive – Intensität, drückt dabei indirekt die Geschwindigkeit der Bereitstellung von Photonen und damit das Generieren freier Radikale aus, während die Belichtungszeit, bei einer gegebenen Bestrahlungsstärke, die Anzahl der freien Radikale bestimmt, die aber nicht unbedingt proportional zu einander sein müssen. Obwohl einige Empfehlungen für die minimal zulässigen Bestrahlungsstärke für eine bestimmte Zeit an einem bestimmten inkrementelle Dicke bereits vorliegen (Caughman 1995, Watts 1984, Sakaguchi 1992), gibt es noch keinen Konsens über eine ausreichende Belichtung oder Energiedichte, die eine akzeptable Polymerisation bewirkt.

Neben der Leistung der Lampe die durch ihre Intensität der Lichtenergie bestimmt wird, ist auch entscheidend wie ergiebig die Belichtung mit der jeweiligen Lampenart oder Belichtungsart ist. Zwei Kriterien wurden in vorliegender Studie herangezogen: die Konversionrate und die mikromechanischen Eigenschaften. Beide Parameter zeichnen ein Material aus und lassen auf dessen Lebensdauer und

Widerstandskraft, bzw. Verschleißverhalten schließen. Ein härteres Material wird sich, bei gleicher Belastung, weniger abnutzen wie ein weiches Material. Niedrige Konversionsraten lassen auf mehr Restmonomere in einem Kunststoff schließen, die einerseits als Weichmacher im Komposit negative Effekte auf die Härte haben können und andererseits aus der Restauration austreten können. Es besteht die Gefahr, dass gesundheitsschädliche Nebeneffekte auftreten.

Die applizierte Energiedichte einer Polymerisationslampe entscheidet maßgeblich über die endgültigen mechanischen Eigenschaften und somit auch über die Induktion von internen Spannungen in einem Komposit (Koran 1998). Es ist vorstellbar, dass verschiedene Belichtungsprotokolle und gleichzeitig die sich unterschiedlich aufbauenden Spannungen zu differenten Polymerstrukturen führen, obwohl die Konversionsrate konstant bleibt (Asmussen 2001). Dabei errechnet sich die Dosis durch die Multiplikation der Lichtintensität mit der Belichtungszeit. Dem entsprechend ist die Dosis bei langer Belichtungsdauer hoch, oder aber die Intensität ist bei kurzer Belichtungsdauer entsprechend hoch.

Dazu liegen Studien vor die konstatierten, dass Lichtquellen mit suboptimaler Leistung, dennoch befriedigende Ergebnisse der Polymerisation vorweisen, wenn die vorgesehene Zeit dem entsprechend lang ausgedehnt wird. Plasmabogenlampen zum Beispiel produzieren sehr hohen Bestrahlungsstärken mit der Konsequenz, dass angeblich sehr kurze Belichtungszeiten (3 s) zu angemessener Polymerisation führen (Nomoto 1994). Derartige Behauptungen stifteten in der Vergangenheit große Verwirrung, aber sie scheinen auf der Annahme einer einfachen reziproken Beziehung zwischen Intensität und Zeit zu beruhen. Tatsächlich haben dies frühere Studien bewiesen, doch dabei wurden nur enge Bereiche der gemäßigten Bestrahlungsstärke und Bestrahlungszeit untersucht. Die absoluten Werte der Bestrahlungsstärke, die in anderen Studien verwendet wurden, sind dabei nicht erwähnt. Es wurde ferner eine Halogenlampe mit einer bescheidenen Lichtausbeute und einer Bestrahlungsstärke von 12,5 bis 100 % der Maximalleistung bei Belichtungszeiten von 10 bis 80 Sekunden verwendet (Nomoto 1994). Angesichts der Komplexität der Polymerisationskinetik wurde in besagter Studie nur eine simple Extrapolation der Wechselwirkung zwischen Bestrahlungsstärke und Zeit

angedeutet. Diese Tatsache beinhaltet allerdings keine Allgemeingültigkeit für sehr hohe Bestrahlungsstärken, wie sie z.B. Plasmabogenlampen erzeugen, und extrem kurze Belichtungszeiten.

Die Leistung der Soft-Start-Programme wurde in vorliegender Studie anhand ihrer Dosis-Lichtleistung ermittelt. Dazu wurde das kontinuierliche Programm Fast Cure (20 s), als Kontrollgruppe mit einem konstanten Maximum der Lichtleistung mit den Soft-Start-Programmen Ramp und Puls verglichen. Ramp, als ein festgelegtes 20-Sekunden-Programm, mit bereits erwähntem Belichtungsprotokoll. Puls hingegen Polymerisiert anhand von intermittierenden Lichtimpulsen innerhalb von 24 Sekunden und jeweils Pausen von 0,2 Sekunden zwischen den einzelnen Lichtblitzen. Die Gesamtleistung von Fast Cure und Pulse ist somit äquivalent (22,82 J/cm²), während Ramp nur circa 75 % der Dosis von Fast Cure und Pulse erreicht (15,21 J/cm²). Anhand der Epanechnikov-Statistik kristallisieren sich Tendenzen des Zusammenhangs von Konversionsrate und Dosis heraus. Dabei wurde deutlich, dass eine Dosis unter 20 J/cm² bei Proben von 6 mm Schichtdicke Konversionsraten unter 50 % hervorrufen, während bei 2 mm Proben auch eine geringe Dosis Werte über 50 % erreicht.

Darüber hinaus demonstrierten andere Forschungen einen linearen Zusammenhang zwischen Lichtintensität und Durchhärtungstiefe, sowohl bei Halogenlampen, als auch bei LEDs (Lindberg 2004). Interessanterweise garantierten dabei auch verlängerte Belichtungszeiten keine höheren Durchhärtungstiefen. Sobald die Belichtungsquelle weiter als 6 mm von der Oberfläche entfernt platziert wurde, wirkte sich dies auf die Polymerisationstiefe aus. Bei einer Distanz von 12 mm zur Lichtquelle konnte keine messbare Polymerisation festgestellt werden, unabhängig von der Lampenart (Halogen vs. LED), oder der Belichtungsart (Soft-Start vs. Standard) (Caldas 2003).

- Ist eine verkürzte Polymerisationszeit von zehn Sekunden ausreichend?

Die Verwendung von Polymerisationslampen mit ungenügender Bestrahlungsstärke, die in der zahnärztlichen Praxis aufgrund des Alters der Geräte sowie mittelmäßiger Lichtleistung auftreten, erhöht die Möglichkeit der unzureichenden Belichtung dieser Materialien. Offensichtlich gibt es Bedarf für konkrete Angaben von Werten der Bestrahlungsstärke und Zeitangaben, einer bestimmten Dicke von Inkrementen, die zu einer ausreichenden Polymerisation eines bestimmten Komposits führen. Dadurch können Probleme mit ernsthaften klinischen Auswirkungen, wie schlechte mechanische Eigenschaften aufgrund mangelnder Belichtung und Überhitzung durch Überbelichtung, verringert oder beseitigt werden.

Angeichts der herangezogenen Studie von Musanje gab es offensichtlich keine Untergrenze der Bestrahlungsstärke, die eine wirksame Polymerisation verhinderte, zumindest bis zu 25 mW/cm². Dies stimmte mit den theoretischen Erwartungen überein: Es gäbe keinen Grund, warum eine Kette sich nicht fortpflanzen solle, auch wenn nur ein einziges Radikal zu einer bestimmten Zeit reagiere. Selbst bei 25 mW/cm² wurden gute Werte der Biegefestigkeit und E-Moduls erzielt, wenn auch mit sehr langen Belichtungszeiten. Allerdings wurden in dieser Studie nur dünne Schichten bis zu 1,5 mm angewendet. Dies bedeutet, dass das Konzept der funktionalen Mindestanforderung an die Bestrahlungsintensität fälschlicherweise für diese Klasse von Materialien angenommen wurde, auch wenn eine solche Zeitausdehnung während einer zahnärztlichen Behandlung unangemessen erscheint. Es gibt daher keinen zwingenden Grund eine alte, aber funktionierende Lampe zu entsorgen, wenn die Bereitstellung der Bestrahlungsintensität bekannt ist und eine angemessene Kompensation durch Verlängerung der Belichtungszeit erzielt werden kann (Musanje 2003).

Dies belegen auch die Werte dieser Studie, während bei den 2 mm Proben mit einer Belichtung von 10 Sekunden (Fast Cure) akzeptable Werte der mechanischen Eigenschaften und der Konversionsrate erreicht wurden, konnten die 6 mm Proben bei dieser verkürzten Belichtungszeit nicht ausreichend in der Tiefe polymerisiert werden. Dabei wird mit zunehmendem Abstand der Lampe zur Probenoberfläche

auch die Intensität dem entsprechend vermindert. Eine Verkürzung auf 10 Sekunden bei einer tieferen Kavität kann daher nicht empfohlen werden.

Eine Erklärung dafür ist, dass in den ersten 10 Sekunden der Belichtung die schnellsten Veränderungen der Polymerstruktur statt finden. Studien dazu belegen, dass ein zeitlicher Fehler von nur 0,5 Sekunden der integrierten Energie, einen 25-prozentigen Fehler der Konversionsrate zur Folge hat. Tritt ein solcher zeitlicher Fehler in einer Größenordnung von 30 Sekunden auf, so wirkt sich dieser vernachlässigbar gering im Endergebnis aus.

- Wie wirkt sich die Variation der Belichtungsdauer auf die mechanischen Eigenschaften und die Konversionsrate des Werkstoffes aus?

Trotz dieser geringen Unterschiede der Konversionsrate ist die Wechselwirkung zwischen Belichtungszeit und Leistungsdichte, von einem praktischen Standpunkt aus gesehen, vorhanden. Die Bedeutung dieser Wechselwirkung von Belichtungs-dosis, -dauer und Konversionsrate zeigt sich am deutlichsten anhand von Aushärtungsprofilen, da jede Kombination von Belichtungszeit und Leistungsdichte einen ähnlichen Kurvenverlauf besitzt. Halvorson geht in seiner Studie dabei davon aus, dass an der Unterfläche einer Probe, die von der Luft isoliert polymerisiert, das Profil unmittelbar zu einer Vorhersage der endgültigen Konversion durch die Leistungsdichte und Belichtungszeit angewendet werden kann. Eine unzureichende Konversion dieser Fläche soll in der Regel kein Problem darstellen, da eine nahezu maximale Konversion mit relativ geringer Leistungsdichte und kurzer Belichtungszeiten erreicht werden kann (10 s Belichtung mit einer Intensität von 200 mW/cm^2 ist ausreichend um eine 90-prozentige Konversion zu erreichen). Es wird allerdings darauf hingewiesen, dass es sich um extrem dünne Schichten von dentalen Kompositen zwischen 50 und $75 \mu\text{m}$ handelt. Dabei wird angenommen, dass dieses Profil auch auf die Tiefe einer Kavität abnehmender Lichtintensität übertragen werden kann, da sich die Energie einer bestimmten Belichtungszeit zum unteren Teil der Probe hin bewegen würde. Die Energieabnahme spiegelt den exponentiellen Abfall der Intensität mit der Tiefe und ist von der Zusammensetzung des Werkstoffes abhängig. Dies konnte hierbei mit der Verwendung zweier

unterschiedlicher Hybridkomposite bestätigt werden. Tetric Ceram HB, das ein stopfbares Komposit für den Seitenzahnbereich darstellt, weist stark signifikante Unterschiede der Konversionsraten zwischen den 2 mm und 6 mm Proben auf. Dies untermauern auch die entsprechenden Ergebnisse der ausgewerteten mechanischen Eigenschaften. Esthet X, als ein ästhetisches Restaurationsmaterial für den Frontzahnbereich, weist wesentlich geringere, dennoch signifikante, Unterschiede der beiden Probengeometrien auf. Idealerweise stehen die Eigenschaften der Transmission des Lichtes, durch das Material hindurch, im Zusammenhang mit dem Profil der Konversionsrate und sind somit zur Voraussage der Konversionsrate in der Tiefe anwendbar (Halvorson 2002).

Eine verlängerte Belichtungszeit zur Kompensation von geringen Intensitäten ist natürlich eine Möglichkeit, doch die praktische Anwendung in der Praxis verlangt ein schnelles und routiniertes Vorgehen und muss berücksichtigt werden. Darüber hinaus ist die Beeinträchtigung durch Überbelichtung ein ebenso negativer Faktor, sei es, durch die Verlängerung der Belichtungszeit, oder die Wahl einer zu hohen Bestrahlungsintensität der Lampe. Während die Zeit, die für solche Effekte benötigt wird für einen Zahnarzt ein Problem darstellt, bedarf die Auswirkung auf die Kinetik der Reaktionen und Diffusion der Radikale einer genauen Untersuchung. Allerdings ist die Tatsache, dass ein Licht zu hell sein kann mehr von Bedeutung, weil es die implizierte Annahme untergräbt, die hinter der Einführung von Plasmabogenlampen und ähnlichen Lichtquellen steht: je heller, desto besser. Auf der Grundlage ehemaliger Studien scheint es sogar wenig sinnvoll 1000 mW/cm² zu überschreiten (Musanje 2003). Es sollte auch darauf hingewiesen werden, dass die Anregung der Photoinitiatormoleküle die Konzentration der erregbaren Moleküle und damit die Effizienz der Absorption exponentiell reduziert. Der Umbau und die Reaktionszeit der Radikale sind kinetisch limitiert, das Photoinitatorsystem ist schnell gesättigt wenn die Bestrahlungsintensität erhöht wird, ohne dass eine weitere Verbesserung der Polymerisationsrate möglich wird. Die Bestrahlungsstärke ist daher begrenzt, welches effizient mit vorhandenen Kompositen genutzt werden könnte. Folglich muss genügend Zeit zur Verwertung der Initiatoren vorhanden sein bis genügend Reaktionsketten geschaffen worden sind, die das Polymer in einen stabilen Zustand versetzen.

Wird eine hohe Anzahl an Radikalen generiert, führt dies zur gegenseitigen Eliminierung und somit zu einer reduzierten Reaktion. Die Kettenlänge wird dadurch negativ beeinflusst und es resultiert unter Umständen in eine unvollständige Ausbildung des Netzwerks mit schlechteren mechanischen Eigenschaften. Ein Beweis dafür zeigt sich anhand der angewendeten Halogenlampe Astralis 10 mit der höchsten Intensität von 1857 mW/cm^2 . So kann die Ausübung der hohen Bestrahlungsstärke der Quellen ohne brauchbare Hinweise für einen Nutzen, kontraproduktiv sein.

- Welchen Effekt hat eine Nachpolymerisation nach beendeter Belichtung?

In Übereinstimmung mit früheren Studien konnte eine begrenzte Umsatzrate der Kohlenstoffdoppelbindungen bei maximaler Intensität festgestellt werden. Eine Erhöhung der Belichtungszeit von 20 auf 40 Sekunden ergab keine signifikante Verbesserung. Dieses Ergebnis ist charakteristisch für stark vernetzte Polymere, in denen die Entwicklung des Netzwerks die Mobilität der reagierenden Bestandteile stark einschränkt. Aus den vorliegenden Diagrammen der Konversionsrate ist ersichtlich, dass erhebliche Umstellungen in einer Nachpolymerisationsphase nach Beendigung der Belichtung auftreten. Betrachtet man die vorliegenden Daten, so ist die Nachpolymerisationsphase in den 20-Minuten-Kurven der Konversionsrate an dem leichten Anstieg nach dem Plateau zu erkennen. Diese zusätzliche Aushärtung, auch als „Dark-cure“ bezeichnet, findet zwischen 5 min bis 24 Stunden nach Belichtung statt. Dabei stellt sich, je nach Material, bis zu 35 % der endgültigen Konversionsrate ein. Darüber hinaus konnte festgestellt werden, dass bis zu 62 % der Post-Polymerisation innerhalb der ersten 5 bis 60 Minuten stattfindet (Halvorson 2002). Obwohl die Daten nicht innerhalb dieser Zeitspanne bei geringer Konversion hierbei gemessen wurden, entsprechen die vorhandenen Ergebnisse der Aussage, dass die Nachpolymerisation einen nicht zu verachtenden Beitrag zur endgültigen Konversion leistet.

Die Konversionsrate ist innerhalb eines Inkrements, einer gewissen Schichtdicke des Materials, vom Photoinitiatorsystem, der Intensität des Belichtungsgerätes sowie der Belichtungszeit abhängig. In der vorangegangenen Diskussion wurde darauf

hingewiesen, dass im Hinblick auf die Konversion mit einer niedrigeren Leistungsdichte längere Belichtungszeiten erforderlich sind. Die Erhöhung der Belichtungszeit unter den Bedingungen der sinkenden Intensität, bei konstant bleibender Gesamtenergie, führt zu einer vergleichbaren Konversionsrate (Cook 1992).

Der Einfluss der Leistungsdichte lässt sich über das Ausmaß der Konversionsrate im Bezug zur Polymerisationsgeschwindigkeit erfassen. Mit kontinuierlicher Belichtung, verfolgt die Polymerisationsrate von Methacrylaten ein charakteristisches Muster, das wegen der Diffusion (Ausbildung der Polymerstruktur) im Laufe der Polymerisation, die reagierenden Komponenten einschränkt. Dieses Muster ist in der frühen Phase der Reaktion durch einen Rückgang der radikalischen Umsetzungsrate und einer gleichzeitigen Zunahme der Konzentration der Radikale manifestiert. Als Konsequenz beschleunigt sich die Polymerisationsrate zu einem Maximum hin, trotz abnehmender Monomerkonzentration. Nachdem das Maximum überwunden ist, verlangsamt sich die Umsetzungsrate aufgrund der aufgebrauchten Monomere. Da das Netzwerk sich weiter entwickelt, wird die Rate der sich ausbreitenden Radikale schließlich durch Diffusion begrenzt, und die Polymerisationsgeschwindigkeit verzögert sich, oft auf eine limitierte Konversion in Anwesenheit von nicht umgesetzten Monomeren und einer bedeutenden Anzahl von Radikalen (Lovell 1999). Eine geringere Leistungsdichte senkt die Polymerisationsrate und verzögert das Maximum der Umsetzungsrate auf einen späteren Zeitpunkt. Vorausgesetzt die Bestrahlung ist nicht begrenzt, setzt sich die Konversion bis hin zu ihrem limitierten Maximum fort. Wird die Bestrahlung während der chemisch kontrollierten Ausbreitung vorzeitig beendet, wird auch die endgültige Konversionsrate unter ihrem Maximum liegen. Der Schweregrad dieser Reduktion ist in einem rasanten Abfall der Kurve der Konversionsrate zu beobachten, der sich lediglich in einem schmalen Bereich der angewandten Energie im Vergleich zur Gesamtenergie befindet. Die in diesem Intervall gemessene Konversion legt nahe, dass die Ausbreitungsgeschwindigkeit noch nicht der Einflussnahme der messbaren Einschränkung durch Diffusion unterliegt. Die noch unvollständige Konversion geht aus der frühzeitigen Beendigung der Reaktion, während der chemisch kontrollierten Phase der

Vernetzung, hervor. Um eine geringe Veränderung der Konversionsrate im Bereich des Kurvenumbruchs, hin zum Plateau, zu erreichen ist eine verhältnismäßig viel höhere Energieeffizienz nötig. Dieses Resultat wird der stärkeren Limitation durch erhöhte Konversion zugewiesen.

Durch den Anstieg der Konversionsrate der 2 und 6 mm Proben innerhalb der 20 Minuten nach Belichtung wird ersichtlich, dass ein signifikanter Anteil der Polymerisation erst, nachdem das Licht erloschen ist erfolgt. Übrige freie Radikale fahren mit der Vernetzung und Terminierung nach Beendigung der Belichtung fort, obwohl dabei keine weiteren Radikale initiiert werden. Die Kapazität dieser Nachpolymerisation hängt nicht nur von den übrigen Monomeren, der Vernetzbarkeit des Systems und der Mobilität der reaktiven Gruppen ab. Darüber hinaus spielt auch die Konzentration der Radikale und ihre Lebensdauer nach Photoinitiation eine wichtige Rolle. Aufgrund der verminderten Lichtintensität und der damit geringeren Konzentrationen von Radikalen war, im Vergleich der Tiefen von 6 mm zu 2 mm, das Soft-Start-Programm Pulse in allen gemessenen Belichtungszeiten sowie Ramp, nicht in der Lage die Unterschiede in der Konversionsrate zu kompensieren. Gleiches gilt für eine kurze Belichtungszeit von 10 Sekunden mit der LED-Lampe Bluephase, was zu der Empfehlung führt, tiefere Schichten mit einer Mindestdauer von 20 Sekunden sowie der Anwendung von kontinuierlichen Belichtungsprogrammen für die Aushärtung zu wählen. Diese Empfehlung festigt sich auch durch die Beobachtung, dass mikromechanische Eigenschaften in der Tiefe einer simulierten Molarenkavität, die zu ähnlichen Belichtungs- und Lagerungskonditionen hergestellt wurden, materialabhängig sind. Ausreichend konstante Werte der mechanischen Eigenschaften werden erst mit einer Belichtungszeit von 20 Sekunden erreicht (Ilie 2005).

- Welchen Einfluss auf die Schrumpfung und mikromechanischen Eigenschaften haben die unterschiedlichen Zusammensetzungen der Materialien?

Es ist nötig neue experimentelle Techniken zur Unterscheidung der mechanischen Eigenschaften von Nanostrukturen einzubeziehen, da sich diese in sehr kleinen Dimensionen wesentlich in ihrem mikro- und makroskopischen Bereich unterscheiden. Insgesamt betrachtet muss deshalb das viskoelastische Verhalten des Kompositmaterials berücksichtigt werden. Betrachtet man ein Komposit, so verursacht die Interaktion der Füllkörper mit der organischen Matrix eine für das Material individuelle Eigenschaft. Dies kann durch das Konzept der Verbundphase erklärt werden, die sich um die Füllkörper legt. Grundsätzlich wird die Stärke der Verbundphase durch die Art und die wechselseitige Reaktionsrate zwischen der Partikeloberfläche und den Polymerketten bestimmt. Entweder durch physikalische (die Faltung der Molekülketten), oder durch chemische (zum Beispiel durch den Haftvermittler Silan) Interaktion bestimmt. Das hier unter anderem verwendete Komposit EsthetX besitzt zum Beispiel einen hohen Füllergehalt von 60 Vol%, so dass die interpartikuläre Distanz extrem gering ist. Somit berühren die Partikel umgebenden Verbundschichten einander. Eine Folge aus dieser Tatsache ist, dass die Möglichkeit zur lokalen Umwandlung stark beeinträchtigt ist, da nur sehr wenig Polymere zwischen den Partikeln zur Verfügung stehen, um den Umwandlungsprozess zu initiieren. Da die Abstände zwischen den Füllkörpern gering sind, müssen bei der Polymerisation sehr kurze Strecken überwunden werden und beschleunigen diese damit. Allerdings können große Füllkörper die Polymerisation durch die Absorption des Lichts beeinträchtigen.

Mittels der Varianzanalyse des allgemeinen linearen Modells konnte das Maß der Effektstärke, das partiellen Eta-Quadrates (η^2), ermittelt werden. Daran lässt sich feststellen, wie stark der Einfluss eines Parameters ist. Je näher Eta-Quadrat zu 1 liegt, desto stärker der Effekt. Ausgenommen der Distanz, haben alle Parameter starke Effekte auf die Schrumpfspannung, an der Spitze die Parameter Programm und Material. Die Variable E-Modul wird vorwiegend durch das Material und den

Füllergehalt (Vol%, Gew%), also die Materialzusammensetzung beeinflusst. Während die Härte der 2 mm Proben (0h) bevorzugt durch die Wahl des Programms und der Dosis bestimmt wird, weist die Härte der 6 mm Proben (24h) einen höheren Stellenwert beim Material und der Zusammensetzung (Füllergehalt in Vol% und Gew%) auf. Daraus lässt sich schließen, dass der Einfluss von Dosis und Belichtungsart durch den Nachhärtungseffekt aufgehoben werden und langfristig gesehen die Materialzusammensetzung den wichtigeren Faktor bezüglich der Langzeitprognose der mechanischen Eigenschaften ausmacht. Die Schrumpfkraft bzw. -spannung kann jedoch maßgeblich durch die Wahl des Belichtungsprogramms moduliert werden, ohne dass dabei die Beschaffenheit der mechanischen Eigenschaften eingebüßt werden müsste.

Bezüglich der 6 mm Proben trifft aber die Aussage zu, dass unabhängig von der Materialbeschaffenheit, wie schon bei der Konversionsrate festgehalten, eine Erhöhung der Belichtungsdauer die mikromechanischen Eigenschaften beeinflusst, nicht die Wahl der Belichtungsart.

- Wie korrelieren die mikromechanischen Eigenschaften Härte, Elastizitätsmodul und Kriechen mit der Konversionsrate und der Polymerisationsschrumpfung?

Die Beziehungen zwischen den Eigenschaften wurden anhand der statistischen Korrelationsbestimmung nach Pearson, mit 2-seitiger Signifikanz ermittelt. Die Korrelationen wurden für die Oberfläche der Proben (0 mm; 0h) sowie in 2 mm (0h) und 6 mm (24 h) Tiefe bestimmt. An der Oberfläche ergaben sich die stärksten Korrelationen zwischen den mikromechanischen Eigenschaften Kriechen und E-Modul mit dem Material, respektive der Materialzusammensetzung (Vol%; Gew%). Die Härte dagegen korrelierte dagegen nur schwach.

In einer Tiefe von 2 mm sind Wechselbeziehungen der Spannung vor allem zum Material und der Intensität, bzw. der Dosis der Belichtung zu beobachten, während die Spannung von der Belichtungszeit und -art nur mäßig abhängig war. Der Gelpunkt hingegen entsprach vor allem der Belichtungsart, dabei korrelierten die

mechanischen Eigenschaften und die Konversionsrate allgemein nur schwach mit allen Parametern.

Die Konversionsrate in der Tiefe von 6 mm korrelierte hingegen stark mit der Belichtungszeit und auch der Dosis, während das Material im Bezug zur Konversionsrate keine Signifikanz aufwies. Dem gegenüber korrelierte die Vickershärte und der E-Modul entsprechend stark mit dem Material, beide Variablen zeigten aber gleichzeitig keinen Bezug zur Dosis und nur sehr geringe Korrelation zur Belichtungszeit. Im Vergleich dazu zeigten sich keine, oder nur schwach signifikante Wechselwirkungen der Belichtungsart.

6 Schlussfolgerungen

Mit dieser Studie konnte analog zu zahlreichen Studien wie zum Beispiel Mehl 1997 Silikas 2000, Stansbury 2005 und Ilie 2005 belegt werden, dass das Konzept der Soft-Start-Polymerisation nach wie vor Gültigkeit hat in Bezug auf die Verringerung der Schrumpfspannungen und dem Erreichen vergleichbarer Werte in der Härte und der Konversionsrate, vergleichbar zu anderen kontinuierlichen Programmen. Andere Ergebnisse, mit der Feststellung, dass geringere Schrumpfspannungen konsequent schlechtere Konversionsraten oder mechanische Eigenschaften zur Folge haben, konnte hiermit nicht bestätigt werden (Stansbury 2004). Die Veränderungen des Belichtungsprotokolls durch stufenartige und pulsierende, sowie exponentiell ansteigende Belichtungsintensitäten erlauben dem Kompositmaterialien eine bessere Kompensation der Schrumpfspannung durch den verlängerten Fließzustand („Flow“) in der Prä-Gelphase. Diese Studie zeigte, dass eine Verringerung der Schrumpfspannung kein Widerspruch zu gleichzeitig effektiven mechanischen Eigenschaften, sowie eine hohe Konversionsrate ist. Schichtstärken von 2 mm können mit 20 Sekunden Belichtungszeit völlig ausreichend Polymerisiert werden, sofern der Lichtleiter direkt an der Oberfläche platziert werden kann.

Bei Verlängerung der Belichtungszeit, konnten in diesem Fall keine signifikanten Erhöhungen der Konversionsrate, sowie der mikromechanischen Eigenschaften festgestellt werden. Eine Belichtungsdauer von 20 Sekunden ist allerdings für die untersten Schichten tiefer Kavitäten unabdingbar. Letztlich führt nicht ausschlaggebend eine Verkürzung der Belichtungszeit zur Verwirklichung der so oft verlangten „wirtschaftlichen“ plastischen Restauration, sondern vor allem die Garantie der Langlebigkeit durch adäquate Verarbeitung macht die Kompositfüllung zu einer ökonomischen Leistung. Der Vergleich unterschiedlicher Komposite ist in gewissen Grenzen möglich und dient zur Weiterentwicklung von Füllkörpergehalt, bzw. –design, sowie der Matrixzusammensetzung. Die unterschiedliche Zusammensetzung von Füllungsmaterialien, die verschiedenen Emissionsspektren von Lichtquellen und die unterschiedlichen Empfindlichkeiten der Detektoren in den jeweiligen Studien fanden bisher keine Übereinstimmung einer ausreichenden Belichtung oder Energiedichte, die eine akzeptable Polymerisation bewirkt.

So sind Zahnärzte auf Informationen von den herausgebenden Herstellern angewiesen. Leider ist dies oft sehr unzureichend, da nur Angaben über die Zeit und die empfohlenen Schichtdicke im Beipackzettel angegeben werden, aber keine Angabe zur Bestrahlungsstärke gemacht wird. Außerdem sind auch die empfohlenen Bestrahlungszeiten teilweise als unzureichend bei der Sicherstellung der vollständigen Polymerisation der Komposite dokumentiert worden (Halvorson 2002). Dabei ist die Wechselwirkung der Belichtung nicht ein alleiniges Merkmal der Aushärtung von Kompositen, somit sind Berechnungen die lediglich auf diesem Energiedichte-Konzept basieren ungültig. Lichtgeräte mit hoher Bestrahlungsstärke können zufrieden stellende Ergebnisse liefern, aber die Zeit die zur Polymerisation erforderlich ist kann weit über den Empfehlungen der Hersteller für bestimmte Produkte liegen. Die Ermittlung der Expositionsschwelle bedarf weiterer Untersuchungen, um Soft-Start-Protokolle zu vergleichen. Da keine absolute Untergrenze für die Bestrahlungsintensität existiert, birgt dies eine größere Flexibilität in der Anwendung für den Zahnarzt, da selbst bei sehr niedrigen Intensitäten eine ausreichende Polymerisation bei hinreichend langen Belichtungszeiten erreichbar ist. Um dem Praktiker die Feststellung über die notwendige Zeit zu ermöglichen, sollte es eine Selbstverständlichkeit für den Hersteller sein zusätzlich Angaben zu empfohlenen Lichtgeräten, sowie zu bestimmten Farben der Komposite anzugeben, die das Ergebnis ebenso beeinträchtigen.

7 Literaturverzeichnis

Althoff, O. & Hartung, M. (2000), 'Advances in light curing.', *Am J Dent* **13**(Spec No), 77D--81D.

Anderson, D.A.F.; Ferracane, J.L.; Zimmermann, E.R.; and Kaga, M. (1988): Cytotoxicity of Variably Cured Light-activated Dental Composites, *J Dent Res* 67:226, Abst. No. 905

Asmussen, E. (1982), 'Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers.', *Scand J Dent Res* **90**(6), 490--496.

Asmussen, E. & Peutzfeldt, A. (2004), 'Flexural strength and modulus of a step-cured resin composite.', *Acta Odontol Scand* **62**(2), 87--90.

Asmussen, E. & Peutzfeldt, A. (2003), 'Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer.', *Dent Mater* **19**(6), 466--470.

Asmussen, E. & Peutzfeldt, A. (2003), 'Light-emitting diode curing: influence on selected properties of resin composites.', *Quintessence Int* **34**(1), 71--75.

Asmussen, E. & Peutzfeldt, A. (2001), 'Influence of selected components on crosslink density in polymer structures.', *Eur J Oral Sci* **109**(4), 282--285.

Asmussen, E. & Peutzfeldt, A. (2001), 'Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures.', *J Dent Res* **80**(6), 1570--1573.

Atai, M. & Watts, D. C. (2006), 'A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers.', *Dent Mater* **22**(8), 785--791.

Barghi, N.; Berry, T. & Hatton, C. (1994), 'Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices.', *J Am Dent Assoc* **125**(7), 992--996.

Baroudi, K.; Saleh, A. M.; Silikas, N. & Watts, D. C. (2007), 'Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction.', *J Dent* **35**(8), 651--655.

Bärwald R, Sonntag D, Kook K, Stachniss V; In-vitro-Untersuchung zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen Dtsch Zahnärztl Z. 2006 Sep;61(9):456-465

Bowen, R. L. (1967), 'Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening.', *J Am Dent Assoc* **74**(3), 439--445.

Bowen, R. L.; Nemoto, K. & Rapson, J. E. (1983), 'Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during

hardening.', *J Am Dent Assoc* **106**(4), 475--477.

BOWEN, R. L. & RODRIGUEZ, M. S. (1962), 'Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials.', *J Am Dent Assoc* **64**, 378--387.

Braga, R. R.; Ballester, R. Y. & Ferracane, J. L. (2005), 'Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review.', *Dent Mater* **21**(10), 962--970.

Braga, R. R.; Boaro, L. C. C.; Kuroe, T.; Azevedo, C. L. N. & Singer, J. M. (2006), 'Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations.', *Dent Mater* **22**(9), 818--823.

Braga, R. R. & Ferracane, J. L. (2004), 'Alternatives in polymerization contraction stress management.', *Crit Rev Oral Biol Med* **15**(3), 176--184.

Braga, R. R. & Ferracane, J. L. (2002), 'Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics.', *J Dent Res* **81**(2), 114--118.

Brännström, M. (1984), 'Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment.', *Oper Dent* **9**(2), 57--68.

Brännström, M.; Torstenson, B. & Nordenvall, K. J. (1984), 'The initial gap around large composite restorations in vitro: the effect of etching enamel walls.', *J Dent Res* **63**(5), 681--684.

Cattani-Lorente, M.; Bouillaguet, S.; Godin, C.; Meyer, J.; Payot, P. & Forchelet, J. (2003), '[Characterization of three light sources. Study of their efficiency]', *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **113**(11), 1165--1170.

Chen, H. Y.; Manhart, J.; Kunzelmann, K. & Hickel, R. (2003), 'Polymerization contraction stress in light-cured compomer restorative materials.', *Dent Mater* **19**(7), 597--602.

Cook, W. D. (1992); Photopolymerization kinetics of diamethacrylates using the camphorquinone/amine initiator system. *Polymer* 1992; **33**: 600-9

Craford M. G.: Visible light-emitting diodes: Past, present, and very bright future. In: MRS Bulletin. 25, Nr. 10, 2000, S. 27--31

Craig, R.G.; Powers, J.M.; Wataha, J.C.; Zahnärztliche Werkstoffe Eigenschaften und Verarbeitung 2005, Urban & Fischer, ISBN: 3-437-05126-1

Davidson, C. L. & de Gee, A. J. (1984), 'Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites.', *J Dent Res* **63**(2), 146--148.

Davidson-Kaban, S. S.; Davidson, C. L.; Feilzer, A. J.; de Gee, A. J. & Erdilek, N. (1997), '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--352.

Eick, J. D.; Byerley, T. J.; Chappell, R. P.; Chen, G. R.; Bowles, C. Q. & Chappelow, C. C. (1993), 'Properties of expanding SOC/epoxy copolymers for dental use in dental composites.', *Dent Mater* **9**(2), 123--127.

Ernst, C.; Brand, N.; Frommator, U.; Rippin, G. & Willershausen, B. (2003), 'Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization.', *J Esthet Restor Dent* **15**(2), 93--103; discussion 104.

Ernst, C.; Meyer, G. R.; Klöcker, K. & Willershausen, B. (2004), 'Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation.', *Dent Mater* **20**(4), 313--321.

Ernst, C.; Meyer, G. R.; Müller, J.; Stender, E.; Ahlers, M. O. & Willershausen, B. (2004), 'Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm.', *J Adhes Dent* **6**(2), 141--150.

Ernst, C. P.; Cortain, G.; Spohn, M.; Rippin, G. & Willershausen, B. (2002), 'Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites.', *Dent Mater* **18**(4), 351--358.

Ernst C P: Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation: State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil I, ZWR 5, 239-248 (2002)

Ernst C P: Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation: State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil II, ZWR 6, 309-318 (2002)

Ferracane, J. L. (1985), 'Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins.', *Dent Mater* **1**(1), 11-14.

Ferracane, J. L.; Aday, P.; Matsumoto, H. & Marker, V. A. (1986), 'Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins.', *Dent Mater* **2**(2), 80--84.

Ferracane, J. L.; Berge, H. X. & Condon, J. R. (1998), 'In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling.', *J Biomed Mater Res* **42**(3), 465--472.

Ferracane, J. L.; Ferracane, L. L. & Musanje, L. (2003), 'Effect of light activation method on flexural properties of dental composites.', *Am J Dent* **16**(5), 318--322.

Ferracane, J. L.; Hopkin, J. K. & Condon, J. R. (1995), 'Properties of heat-treated

composites after aging in water.', *Dent Mater* **11**(6), 354--358.

Ferracane, J. L. & Marker, V. A. (1992), 'Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites.', *J Dent Res* **71**(1), 13--19.

Ferracane, J. L.; Matsumoto, H. & Okabe, T. (1985), 'Time-dependent deformation of composite resins--compositional considerations.', *J Dent Res* **64**(11), 1332--1336.

Ferracane, J. L.; Moser, J. B. & Greener, E. H. (1985), 'Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins.', *J Prosthet Dent* **54**(4), 483--487.

Halvorson, R. H.; Erickson, R. L. & Davidson, C. L. (2002), 'Energy dependent polymerization of resin-based composite.', *Dent Mater* **18**(6), 463--469.

Halvorson, R. H.; Erickson, R. L. & Davidson, C. L. (2003), 'The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite.', *Dent Mater* **19**(4), 327--333.

Hammesfahr, P. D.; O'Connor, M. T. & Wang, X. (2002), 'Light-curing technology: past, present, and future.', *Compend Contin Educ Dent* **23**(9 Suppl 1), 18--24.

Hansen, E. K. & Asmussen, E. (1993), 'Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin.', *Scand J Dent Res* **101**(1), 62--64.

Hering E, Martin R, Stohrer M, Physik für Ingenieure 10., vollst. neu bearb. Aufl., 2007, XXII, ISBN: 978-3-540-71855-0

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

Ho, C. T.; Vijayaraghavan, T. V.; Lee, S. Y.; Tsai, A.; Huang, H. M. & Pan, L. C. (2001), 'Flexural behaviour of post-cured composites at oral-simulating temperatures.', *J Oral Rehabil* **28**(7), 658--667.

Hofmann, N.; Hugo, B. & Klaiber, B. (2002), 'Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness.', *Eur J Oral Sci* **110**(6), 471--479.

Hofmann, N.; Papsthart, G.; Hugo, B. & Klaiber, B. (2001), 'Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness.', *J Oral Rehabil* **28**(11), 1022--1028.

Hofmann, N.; Renner, J.; Hugo, B. & Klaiber, B. (2002), 'Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs standard or soft-start halogen light irradiation.', *J Dent* **30**(5-6), 223--232.

Ilie, N.; Felten, K.; Trixner, K.; Hickel, R. & Kunzelmann, K. (2005), 'Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units.', *Dent*

Mater **21**(5), 483--489.

Ilie, N. & Hickel, R. (2009), 'Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites.', *Dent Mater* **25**(6), 810--819.

Ilie, N. & Hickel, R. (2009), 'Investigations on mechanical behaviour of dental composites.', *Clin Oral Investig.*

Ilie, N. & Hickel, R. (2008), 'Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics.', *Dent Mater* **24**(7), 908--914.

Ilie, N. & Hickel, R. (2007), 'Quality of curing in relation to hardness, degree of cure and polymerization depth measured on a nano-hybrid composite.', *Am J Dent* **20**(4), 263--268.

Ilie, N. & Hickel, R. (2006), 'Silorane-based dental composite: behavior and abilities.', *Dent Mater J* **25**(3), 445--454.

Ilie, N.; Hickel, R. & Watts, D. C. (2009), 'Spatial and cure-time distribution of dynamic-mechanical properties of a dimethacrylate nano-composite.', *Dent Mater* **25**(3), 411--418.

Ilie, N.; Jelen, E.; Clementino-Luedemann, T. & Hickel, R. (2007), 'Low-shrinkage composite for dental application.', *Dent Mater J* **26**(2), 149--155.

Ilie, N.; Kunzelmann, K. & Hickel, R. (2006), 'Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage.', *Dent Mater* **22**(7), 593--601.

Ilie, N.; Kunzelmann, K.; Visvanathan, A. & Hickel, R. (2005), 'Curing behavior of a nanocomposite as a function of polymerization procedure.', *Dent Mater J* **24**(4), 469--477.

Janda, R. (1988), '[Position of development in the area of dental restorative materials (II)]', *Quintessenz* **39**(7), 1243--1253.

Janda, R. (1988), '[State of development of dental filling materials (I)]', *Quintessenz* **39**(6), 1067--1073.

Kakaboura, A.; Rahiotis, C.; Zinelis, S.; Al-Dhamadi, Y. A.; Silikas, N. & Watts, D. C. (2003), 'In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites.', *Dent Mater* **19**(5), 393--398.

Kidd, E. A. (1984), 'The diagnosis and management of the 'early' carious lesion in permanent teeth.', *Dent Update* **11**(2), 69--70, 72-4, 76-8 passim.

Kimmel K.H.: Optimale Arbeitstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung. ZM 2002;2:36

- Koran, P. & Kürschner, R. (1998), '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.
- Krejci, I.; Lutz, F. & Krejci, D. (1991), '[Tooth-colored lateral dental restorations. Tooth-colored lateral dental restorations--the landmarks and clinical concept]', *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **101**(9), 1163--1171.
- Krejci, I.; Lutz, F. & Zedler, C. (1992), 'Effect of contact area size on enamel and composite wear.', *J Dent Res* **71**(7), 1413--1416.
- Krämer, N.; Lohbauer, U.; García-Godoy, F. & Frankenberger, R. (2008), 'Light curing of resin-based composites in the LED era.', *Am J Dent* **21**(3), 135--142.
- Kullmann, W. (1987): Emissionsspektren und Oberflächenhärtungsmuster von 35 verschiedenen Photopolymerisationsgeräten. In: Zahnärztliche Welt, 44, 711-713.
- Kullmann, W. (1990): Atlas der Zahnerhaltung. München: Hanser-Verlag.
- Kunz, J.: Kriechbeständigkeit – ein Kennwert für das Kriechverhalten, Kunststoffe, Carl Hanser Verlag, München 1/2004
- Labella, R.; Lambrechts, P.; Meerbeek, B. V. & Vanherle, G. (1999), 'Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives.', *Dent Mater* **15**(2), 128--137.
- Lai, J. H. & Johnson, A. E. (1993), 'Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer.', *Dent Mater* **9**(2), 139--143.
- Lim, B.; Ferracane, J. L.; Sakaguchi, R. L. & Condon, J. R. (2002), 'Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation.', *Dent Mater* **18**(6), 436--444.
- Loshaek S., Fox TG (1953). Cross-linked polymers. I. Factors influencing the efficiency of cross-linking in copolymers of methyl methacrylate and glycol dimethacrylates. *J Am Chem Soc* 75:3544-3550
- Lovell, L. G.; Stansbury, J. W.; Syrpes, D. C.; Bowman, C. N. (1992): 'Effects of composition and reactivity on the reaction kinetics of dimethacrylate/dimethacrylate copolymerization. *Macromolecules* 1992; **32**: 3913-21
- Lussi, A.; Zimmerli, B.; Aregger, T. & Portmann, P. (2005), '[Composite curing with new LED equipment]', *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **115**(12), 1182--1187.
- Lutz, F.; Krejci, I. & Frischknecht, A. (1992), '[Light polymerization. The principles and practical tips for its correct use]', *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **102**(5), 574--

588.

Lutz, F. & Phillips, R. W. (1983), 'A classification and evaluation of composite resin systems.', *J Prosthet Dent* **50**(4), 480--488.

Lutz, F.; Phillips, R. W.; Roulet, J. F. & Imfeld, T. (1983), '[Composites--classification and assessment]', *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* **93**(10), 914--929.

Lutz, F.; Setcos, J. C.; Phillips, R. W. & Roulet, J. F. (1983), 'Dental restorative resins. Types and characteristics.', *Dent Clin North Am* **27**(4), 697--712.

McLean, J. W. (1950), 'An investigation into the physical properties, histopathology and clinical technique of the mouth temperature polymerizing resins.', *Br Dent J* **89**(10), 215--226.

Mehl, A.; Hickel, R. & Kunzelmann, K. H. (1997), 'Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'.', *J Dent* **25**(3-4), 321--330.

Mills, R. W.; Jandt, K. D. & Ashworth, S. H. (1999), 'Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology.', *Br Dent J* **186**(8), 388--391.

Musanje, L. & Darvell, B. W. (2003), 'Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity.', *Dent Mater* **19**(6), 531--541.

Nomoto, R. (1997), 'Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins.', *Dent Mater J* **16**(1), 60--73.

Oberholzer, T. G.; Pameijer, C. H.; Grobler, S. R. & Rossouw, R. J. (2003), 'Effect of power density on shrinkage of dental resin materials.', *Oper Dent* **28**(5), 622--627.

Paffenberger, G. C.; Nelsen, R. J. & Sweeney, W. T. (1953), 'Direct and indirect filling resins: a review of some physical and chemical properties.', *J Am Dent Assoc* **47**(5), 516--524.

Patel, M. P.; Braden, M. & Davy, K. W. (1987), 'Polymerization shrinkage of methacrylate esters.', *Biomaterials* **8**(1), 53--56.

Pearson, G. J. (1979), 'Long term water sorption and solubility of composite filling materials.', *J Dent* **7**(1), 64--68.

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

Penn, R. W. (1986), 'A recording dilatometer for measuring polymerization shrinkage.', *Dent Mater* **2**(2), 78--79.

Peutzfeldt, A. & Asmussen, E. (2000), 'The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites.', *J Dent* **28**(6), 447--452.

Peutzfeldt, A. & Asmussen, E. (1996), 'In vitro wear, hardness, and conversion of diacetyl-containing and propanal-containing resin materials.', *Dent Mater* **12**(2), 103--108.

Pianelli, C.; Devaux, J.; Bebelman, S. & Leloup, G. (1999), 'The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins.', *J Biomed Mater Res* **48**(5), 675--681.

Roulet J.F. (1987) Degradation of dental polymers. Basel: Karger.

Rueggeberg, F. A.; Caughman, W. F. & Curtis, J. W. (1994), 'Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite.', *Oper Dent* **19**(1), 26--32.

Rueggeberg FA, Twiggs SW, Caughman WF, Khajotia: Lifetime intensity profiles of 11 light-curing units, *J Dent Res* 75 (1996) 380 Abstr. No 2897

Sakaguchi, R. L. & Ferracane, J. L. (2001), 'Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization.', *J Esthet Restor Dent* **13**(2), 121--130.

Sakaguchi, R. L.; Shah, N. C.; Lim, B. S.; Ferracane, J. L. & Borgersen, S. E. (2002), 'Dynamic mechanical analysis of storage modulus development in light-activated polymer matrix composites.', *Dent Mater* **18**(3), 197--202.

Sakaguchi, R. L.; Versluis, A. & Douglas, W. H. (1997), 'Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites.', *Dent Mater* **13**(4), 233--239.

Sakaguchi, R. L.; Wiltbank, B. D. & Shah, N. C. (2004), 'Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites.', *Dent Mater* **20**(4), 388--396.

Scheerer, E. W.; Swartz, M. L.; Norman, R. D. & Philips, R. W. (1964), 'Residual Monomer Of Restorative Resins.', *J Dent Res* **43**, 672--677.

Schmalz G., Ahrenholt-Bindslev: Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe, Elsevier Urban & Fischer 2005

Silikas, N.; Al-Kheraif, A. & Watts, D. C. (2005), 'Influence of P/L ratio and peroxide/amine concentrations on shrinkage-strain kinetics during setting of PMMA/MMA biomaterial formulations.', *Biomaterials* **26**(2), 197--204.

Silikas, N.; Eliades, G. & Watts, D. C. (2000), 'Light intensity effects on resin-

composite degree of conversion and shrinkage strain.', *Dent Mater* **16**(4), 292--296.

Silikas, N.; Kavvadia, K.; Eliades, G. & Watts, D. (2005), 'Surface characterization of modern resin composites: a multitechnique approach.', *Am J Dent* **18**(2), 95--100.

Stahl F, Ashworth S, Jandt K, and Mills R: Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential; *Biomaterials*, Volume 21, Issue 13, July 2000, Pages 1379-1385

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

Stansbury, J. W. & Dickens, S. H. (2001), 'Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy.', *Dent Mater* **17**(1), 71--79.

Stansbury, J. W.; Trujillo-Lemon, M.; Lu, H.; Ding, X.; Lin, Y. & Ge, J. (2005), 'Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites.', *Dent Mater* **21**(1), 56--67.

Söderholm, K. J. (1981), 'Degradation of glass filler in experimental composites.', *J Dent Res* **60**(11), 1867--1875.

Söderholm, K. J.; Zigan, M.; Ragan, M.; Fischlschweiger, W. & Bergman, M. (1984), 'Hydrolytic degradation of dental composites.', *J Dent Res* **63**(10), 1248--1254.

Söderholm K.-J.: Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res* 10: 1248 – 1254, 1984.

Söderholm, K.J.: Die hydrolytische Degradation von Komposits. Teil I: Physikalisch chemische Grundlagen. *Phillip J* 6, 323-328, (1988)

Söderholm, K.J.: Die hydrolytische Degradation von Komposits. Teil II: Physikalisch-chemische Grundlagen. *Phillip J* 1, 75-78, (1989)

Thormann, J. & Lutz, F. (1999), '[The type testing of light-polymerization equipment, I: the testing protocol]', *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **109**(11), 1191--1202.

Uhl, A.; Mills, R. W. & Jandt, K. D. (2003), 'Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units.', *Biomaterials* **24**(10), 1787--1795.

Vandewalle, K. S.; Roberts, H. W.; Andrus, J. L. & Dunn, W. J. (2005), 'Effect of light dispersion of LED curing lights on resin composite polymerization.', *J Esthet Restor Dent* **17**(4), 244--54; discussion 254-5.

Venhoven, B. A.; de Gee, A. J. & Davidson, C. L. (1993), 'Polymerization

contraction and conversion of light-curing BisGMA-based methacrylate resins.', *Biomaterials* **14**(11), 871--875.

Visvanathan, A.; Ilie, N.; Hickel, R. & Kunzelmann, K. (2007), 'The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers.', *Dent Mater* **23**(7), 777--784.

Wassell, R. W.; McCabe, J. F. & Walls, A. W. (1992), 'Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites.', *Dent Mater* **8**(4), 218--223.

Watts, D. C. (2005), 'Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks.', *Dent Mater* **21**(1), 27--35.

Watts, D. C. & Cash, A. J. (1994), 'Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials.', *J Dent* **22**(2), 112--117.

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

Watts, D. C.; Issa, M.; Ibrahim, A.; Wakiaga, J.; Al-Samadani, K.; Al-Azraqi, M. & Silikas, N. (2008), 'Edge strength of resin-composite margins.', *Dent Mater* **24**(1), 129--133.

Watts, D. C.; Kisumbi, B. K. & Toworfe, G. K. (2000), 'Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media.', *Dent Mater* **16**(2), 89--96.

Watts, D. C. & Marouf, A. S. (2000), 'Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials.', *Dent Mater* **16**(6), 447--451.

Watts, D. C.; Marouf, A. S. & Al-Hindi, A. M. (2003), 'Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development.', *Dent Mater* **19**(1), 1--11.

Watts, D. C. & Satterthwaite, J. D. (2008), 'Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass.', *Dent Mater* **24**(1), 1--8.

Weinmann, W.; Thalacker, C. & Guggenberger, R. (2005), 'Siloranes in dental composites.', *Dent Mater* **21**(1), 68--74.

Wilson, N. H.; Burke, F. J. & Mjör, I. A. (1997), 'Reasons for placement and replacement of restorations of direct restorative materials by a selected group of practitioners in the United Kingdom.', *Quintessence Int* **28**(4), 245--248.

Yoshida, K. & Greener, E. H. (1994), 'Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin.', *J Dent* **22**(5), 296--299.

Yoshikawa, T.; Burrow, M. F. & Tagami, J. (2001), 'A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations.', *Dent Mater* **17**(4), 359--366.

Yoshikawa, T.; Sano, H.; Burrow, M. F.; Tagami, J. & Pashley, D. H. (1999), 'Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength.', *J Dent Res* **78**(4), 898--905.

Internetquellen:

<http://www.led-info.de/grundlagen/leuchtdioden/halbleiterwerkstoffe.html>

<http://de.wikipedia.org/wiki/Leuchtdiode>

<http://www.ecse.rpi.edu/~schubert/Light-Emitting-Diodes-dot-org/>

8 Abkürzungsverzeichnis

ANOVA Anaysis of variance
ATR Attentuierte Totalreflexion
BP Bluephase
BisGMA
C-C Kohlenstoffeinfachbindung
C=C Kohlenstoffdoppelbindung
C-Faktor Configuration factor
Cr Creep (Kriechen)
Cr_U Creep an der Unterseite
E-Modul Elastizitätsmodul
E-Modul_U Elastizitätsmodul an der Unterseite
FC Fast Cure (miniLED)
FTIR Fourier-Transformierte-Infrarot-Spektroskopie
GC Gradia Direct (posterior)
Gew% Gewichtsprozent
HIP High intensity program
HV Vickershärte (Hardness of Vicker's)
HV_U Vickershärte an der Unterseite
IR Infrarot
KR Konversionrate
LED Light emitting diode
PMMA Polymethylmethacrylat
QTH quartz tungsten halogen
SSA-Maschine Stress-Strain-Analyzer (Dullin, München)
Tetric Ceram HB Heavy Body
UDMA
UV Ultraviolett
Vol% Volumenprozent

9 Lebenslauf

Persönliche Daten

Vorname, Name: Esther Jelen

Wohnort: München

Geburtsdatum/-ort: 31.05.1981 Mühldorf am Inn

Familienstand: verheiratet

Staatsangehörig: deutsch

Schulausbildung

1987-1992 Grund- und Volksschule Winhöring

1992-2001 König-Karlmann-Gymnasium Altötting

Abschluss Allgemeine Hochschulreife

Hochschulausbildung

2001-2008 Studium der Zahnheilkunde an der LMU München

2008 Approbation als Zahnärztin

Berufserfahrung

Seit 2008 als Assistenz Zahnärztin tätig

10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen herzlich Danken, die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein Besonderer Dank gilt Frau PD Dr. Nicoleta Ilie für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas und ihrer hilfsbereiten Betreuung in jeglicher Hinsicht. Neben der technischen Durchführung der Messungen, der theoretischen Ausarbeitung bis hin zur Umsetzung der Arbeit stand sie mir jederzeit mit Rat und Tat beiseite. Ihre freundschaftliche Aufgeschlossenheit und ihre besondere fachliche Kompetenz haben mich immer motiviert und viel Freude an der Arbeit bereitet.

Meinem Mann Ronny danke ich vor allem für die Tatkräftige Unterstützung und Word-technischen Kenntnisse, die mir bisher verborgen waren. Besonders für die große Geduld und Gelassenheit, die er auch in schwierigen Zeiten immer für mich aufbringen konnte.

Meinem Bruder Benjamin danke ich für die aufmerksamen und kritischen Anmerkungen und für die tolle Zeit die wir gemeinsam an der Zahnklinik, insbesondere in der Fachschaft verbracht haben.

Meinen Eltern gilt aber der größte Dank für ihre finanzielle und moralische Unterstützung, die mir das Studium der Zahnheilkunde erst ermöglichte und die mir stets zur Seite standen. Ihnen möchte ich hiermit diese Arbeit widmen.

Herzlichen Dank!