**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München**

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

„ Statische Kontraktionsspannung und Härtebestimmung bei unterschiedlichen Polymerisationskonzepten“

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Markus H. J. Hiebsch
aus Singen (Htw.)

2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilian-Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. D. Edelhoff
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	----------???----------
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	18.07.2006

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 1
2 Literaturübersicht 3
2.1 Komposite 3
2.1.1 Entwicklung der Kompositтechnologie in der Zahnmedizin 3
2.1.2 Kompositproblematik heute 4
2.2 Hauptbestandteile moderner Kompositwerkstoffe 5
2.2.1 Bestandteile der organischen Matrix 6
2.2.1.1 Initiatoren 6
2.2.1.2 Stabilisatoren 7
2.2.1.3 Farbstoffe und Pigmente 7
2.2.1.4 Additiva 8
2.2.2 Kompositzusammensetzung nach Füllkörpergröße und Gehalt 8
2.2.3 Verbundphase 10
2.2.3.1 Verbundproblematik bei Kompositen 11
2.3 Haftmechanismus (Zahnsubstanz/Komposit) 12
2.3.1 Schmelzstruktur 12
2.3.2 Schmelzkonditionierung (Säure-Ätz-Technik) 12
2.3.3 Dentinstruktur 13
2.3.4 Dentinkonditionierung 14
2.4 Kompositindikationen (Black 1989, Boer 1998, DGZMK 1999) 15
2.5 Polymerisation 16
2.5.1 Polymerisationsmechanismen 17
2.5.1.1 Chemische Härtung 18
2.5.1.2 Lichthärtung 18
2.5.1.3 Dualhärtung 21
2.5.2 Polymerisationsschrumpfung 21
2.5.3 Flow 22
2.6 Problematik der Lichtpolymerisationsgeräte 23
2.6.1 Lichtintensität, Polymerisationszeit 24
2.6.2 Lichtpolymerisationsgeräte 25
2.6.2.1 Funktionsprinzip von Halogenlampen 26
2.6.2.2 Funktionsprinzip von Plasmalampen 27
2.6.2.3 Funktionsprinzip von LED Lampe 28
2.7 Definition von Härte 29
2.7.1 Eindruckhärteprüfmethode zur Bestimmung der Güte nach der Polymerisation durch Licht 29
2.7.2 Härteproblematik bei Kompositen 30
2.8 Unterschiedliche Meßmethoden zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung 31
2.8.1 Physikalische Methode 32
2.8.2 Elektronische Methoden 33
2.8.3 Optische Methoden 34

2.8.4 Spannungsmessung mit dem Tensilometer 34
3 Fragestellung 36
4 Material und Methode 37
4.1 Verwendete Materialien 37
4.2 Polymerisationslampen 38
4.2.1 Prinzip der Polymerisationslichtes 38
4.2.2 Vorstellung der verschiedenen Gerätetypen 39
4.2.2.1 Halogen-Lampen 39
4.2.2.2 LED-Lampen 40
4.3 Prüfkörperbeschreibung 42
4.4 Versuchsaufbau Stress-Strain-Analyzer SSA 42
4.5 Durchführbare Messmethoden (SSA) 44
4.5.1 Schematische Darstellung der Messmethodik (Dullin, München 1998) 45
4.6 Vorbehandlung der Probenhalter 46
4.7 Praktisches Vorgehen beim Stress-Strain-Analyzer (Abbildung 10) ... 47
4.7.1 Isolierung des Formaufsatzes 47
4.7.2 Probenhalterfixation 47
4.7.3 Applikation des Komposites 48
4.7.4 Kalibrierungsmessung (Dullin, München 1998) 49
4.8 Härteprüfung nach Vickers 51
4.8.1 Prüfkörperbeschreibung 51
4.8.2 Ziel und Aufbau der Härteprüfmaschine 51
4.8.3 Messmethodik 53
4.8.4 Probenherstellung 54
4.8.5 Praktisches Vorgehen bei der Härtemessung 55
5 Ergebnisse 57
5.1 Ergebnisse der statischen Kontraktionsspannung 57
5.2 Ergebnisse über das Fließverhalten des Komposits unter verschiedenen Belichtungskonzepten 62
5.3 Ergebnisse der Vickershärteprüfung 66
5.3.1 Ergebnisse der Elastizitätsmodule und weiterer Parameter 70
6 Diskussion 73
6.1 Kritik der Methode 73
6.1.1 Stress-Strain-Analyzer Versuch 73
6.2 Diskussion der Ergebnisse 74
6.3 Schrumpfspannung 75
6.3.1 Der Polymerisationsvorgang 76
6.3.2 Spannungsunterschiede aufgrund diverser Belichtungen 78
6.4 Der Polymerisationsgrad und weitere Parameter 79
6.2.1 Härtedifferenzen nach diversen Belichtungen 80
6.2.2 Vergleich der Belichtungskonzepte 82
6.2.3 E-Modul, elast. Anteil der Eindringarbeit, Eindringtiefenänderung . 84

7 Schlußfolgerung 85
8 Zusammenfassung 86
9 Literaturverzeichnis 89
10 Anhang 105
11 Abbildungsverzeichnis 109
12 Tabellenverzeichnis 110
13 Anhangverzeichnis 110
14 Danksagung 111
15 Lebenslauf 112

Statische Kontraktionsspannung und Härtebestimmung bei unterschiedlichen Polymerisationskonzepten

Markus H. J. Hiebsch

2006

1 Einleitung

Die Indikationseinschränkungen von Amalgam durch das Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (BIfAM), sowie die negativen Berichte in den Medien, haben in der Bevölkerung zu immer stärker werdenden Vorbehalten und Verunsicherungen gegenüber diesem Material geführt.
Insbesondere wird über die toxischen und allergologischen Nebenwirkungen des Quecksilbers auf den menschlichen Organismus diskutiert, aber auch über die ökologischen sowie ästhetischen Nachteile dieses Seitenzahnfüllwerkstoffes.
Hauptsächlich aus diesen Gründen und auch das stetig wachsende ästhetische Empfinden der Patienten sind lichthärtende Kompositmaterialien aus der modernen restaurativen Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenken. Hinzu kommt der Vorteil, dass sie im Gegensatz zum Amalgam auch im Frontzahngebiet eingesetzt werden können. Ebenso stellen die von Bowen (1962) als Füllungswerkstoff eingeführten Komposite, gegenüber Gold und Keramikversorgungen eine preiswertere Alternative dar. Andere Füllungsmaterialien aus Silikat und Glasionomer, die als kostengünstige Amalgamalternativen angeboten werden, finden aufgrund der schlechten Eigenschaften - abgesehen von wenigen Einzelfällen - z. B. als Langzeitprovisorium wenig bis gar keine Akzeptanz (Kunzelmann 1996, Hickel 1992).
Biokompatibilität, Randschluss und Verschleißverhalten stellen die wichtigsten Komponenten für den Langzeiterfolg von Kompositfüllungen dar. Die Lebensdauer von Kompositfüllungen und adhäsiv befestigten Inlays wird von der Aushärtung durch die Lichtpolymerisationsgeräte mitbestimmt (Lutz et al. 1992ab). Wesentlichen Einfluss hat dabei die auftretende Polymerisationsschrumpfung. Sie ist abhängig von der Applikationstechnik, dem verwendeten Material, dem Aushärtungsmodus, der Einwirkungsdauer und der Intensität des Lichtes (Lutz et al. 1984). Ein weiteres Problem stellt der durch die

Dentinkonditionierung erreichte Verbund zwischen Komposit und Dentin dar, der nicht in der Lage ist, der Polymerisationskontraktion den gleichen Widerstand entgegenzubringen wie der mit dem Schmelz erreichte Verbund, so dass es zu ungenügenden Randschlüssen im Dentin-Wurzelzementbereich kommt (Hickel 1994). Minderwertige physikalische Eigenschaften, Wasserlöslichkeit der Füllung in der Mundhöhle und ein vergrößerter Randspalt mit Gefahr der Sekundärkaries können das Resultat einer ungenügenden Durchhärtung sein (Ferracane 1993). Weiterhin können Restmonomere in der Füllung verbleiben, die zu Pulpairritationen führen (Ernst et al. 1996).

Materialeigenschaften und Verarbeitungstechniken müssen daher stetig optimiert werden. Komposite haben sich inzwischen an Abrasionsbeständigkeit (Wilson 1986), Versorgung von Kavitäten im Frontzahnbereich (Janda 1988a), zum Verschluß von Klasse I und kleinen Klasse II Kavitäten (Roulet 1994/1997), versiegeln von Fissuren (Laurisch 1993, Lutz 1985), Füllung von Zahnhalsdefekten (Hickel 1992), als Aufbaumaterial bei prothetischer Versorgung (Rammelsberg et al. 2001) und als Schienungsmaterial in der Parodontologie (Frankenberger et al. 1999) und Traumatologie (Ebeleseder et al. 1997) bewährt. Weiter dient das Komposit für indirekt hergestellte Keramik und Kompositrestaurationen (v. Meerbeck et al. 1994), als adhäsives Befestigungsmaterial sowie zum Befestigen von Brackets in der Kieferorthopädie (Böhme, Jost-Brinkmann 2001). Durch die - vor allem in den letzten 15 Jahren - gemachten Fortschritte bei der Entwicklung der Komposite bezüglich Haftwert, Schrumpfung, Materialspannung, Vernetzungsgrad und Härte, sowie durch die Verbesserung der Schmelz/Dentin Haftvermittler als auch der benötigten Polymerisationsgeräte, darf dieser Werkstoff inzwischen als sehr guter Amalgamersatz angesehen werden. Die klinischen und werkstoffkundlichen Parameter müssen aber trotz der wissenschaftlichen Fortschritte weiter erforscht und verbessert werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Komposite

2.1.1 Entwicklung der Komposittechnologie in der Zahnmedizin

Geschichtlich lässt sich die Entwicklung bis 1843 zurückverfolgen als Reitenbacher die Synthese der Acrylsäure gelang. Nach den ersten Versuchen der Synthese und Polymerisation von Polymethylmethacrylatbasis (PMMA) um 1901, wurde PMMA 1930 erstmals als Prothesenbasis verwendet (Schneider 1995, Hahn 1990). In den vierziger Jahren begann man sie als autopolymerisierende Füllungswerkstoffe, die bei Mundtemperatur polymerisieren, in der Zahnmedizin einzuführen (Mc Lean 1987).

Allerdings gab es sehr große werkstoffliche Nachteile, so dass diese Materialien geringe oder fast keine Akzeptanz fanden. Gründe waren unter anderem die sehr hohe Polymerisationsschrumpfung von bis zu acht Volumenprozent, thermisch bedingte Volumenschwankungen, welche die Randspaltbildung begünstigten, ungenügende Abrasionsstabilität und die nach kurzer Zeit entstandenen Verfärbungen (Körber, Ludwig 1982, Mc Lean 1987). Ebenso war eine hohe Pulpatoxizität aufgrund des hohen Restmonomergehaltes nicht selten (Viohl 1984, Lampert 1987). Erst nach langen Untersuchungen über Bis-GMA-Kunststoffe mit silanisierenden organischen Füllstoffen gelang es Bowen (1962), ein neues Material vorzustellen, dessen physikalische und chemische Eigenschaften eine größere Akzeptanz fanden. Der neuartige Kunststoff zeichnete sich durch eine deutliche Reduktion der Polymerisationsschrumpfung, der Wasseraufnahme, des Restmonomergehaltes und einen günstigen thermischen Expansionskoeffizienten aus (Eames et al. 1974, Roulet 1987, Hellwig et al. 1995).

1973 wurde neben den existierenden chemisch aushärtenden Kompositen nun auch die mit UV Licht aushärtenden Komposite eingeführt. Die Entwicklung der

lichthärtenden Werkstoffe 1977 legte die Basis für die heutigen Kompositkonstruktionen (Hahn 1990).

2.1.2 Kompositproblematik heute

Komposite haben gegenüber anderen Füllungswerkstoffen zahlreiche Vorteile: Unter anderem kann man durch die unterschiedlichsten zur Verfügung stehenden Zahnfarben sehr hohe ästhetische Ergebnisse erzielen. Sie stellen auch eine kostengünstige Alternative zu Gold und Keramik dar. Sie benötigen keine spezielle Retensionsform und können unterminierte Zahnsubstanz dauerhaft abstützen, wodurch sie eine defektbezogene und zahnsubstanz-schonende Präparation möglich machen (Boer 1998).

Laut DGZMK 1999 entspricht die Lebensdauer bei exakter Verarbeitung und gewisser Indikation der des Amalgams. Nachteilig wirken sich die hohe Polymerisationsschrumpfung und die begrenzte Abrasionsfestigkeit aus. Die Polymerisationsschrumpfung liegt selbst bei modernen Kompositmaterialien bei ca. 2-3 Vol% (Krejci et al.1986ab, Lutz et al. 1986), wodurch innerhalb des Komposits Spannungen mit gleichzeitiger Bildung von Mikrorissen oder Randspalten entstehen (Gente, Sommer 1999, Reed et al. 1996). Es wird versucht, durch Erhöhung des Füllstoffgehaltes dieser Problematik entgegenzuwirken und die Randdichtigkeit durch die Anwendung der Schichttechnik zu vermindern (Klaiber, Haller 1988).

Ein weiterer Schwachpunkt stellt eine mangelhafte Adhäsivverbundtechnik dar, die eine perfekte marginale Adaption der Füllung gefährdet, und es kann ebenfalls zu vermehrten Randspaltbildung durch die Volumenänderung im Komposit kommen (Schneider 1995, Bouschlicher et al. 1996, Bowen et al. 1983). Auch die Wirkung verschiedener Polymerisationsgeräte zur Aushärtung von Füllungen ist ein weiterer Ansatz diese Problematik zu bewältigen, da es noch keine schrumpfungsfreien Kunststoffe gibt. Je nach Zusammensetzung der

Kunststoffe, Lichtintensität der Lampen, Belichtungsdauer, Durchhärtung durch Lichtblitze oder kombinierter Lichtprogramme lassen sich verschiedene Ergebnisse bei der Polymerisation erzielen.

2.2 Hauptbestandteile moderner Kompositwerkstoffe

Moderne zahnärztliche Kompositmaterialien bestehen aus drei Hauptbestandteilen:

a. organische Matrix,
b. disperse Phase aus anorganischen Mikro- und Makrofüllern und
c. der Verbundphase aus Silanen, Kopolymeren (Haftvermittlern).

a. Die Matrix besteht im unausgehärteten Zustand aus Monomeren, Initiatoren (Kampferchinon), Stabilisatoren (Phenolderivate), Farbstoffen, Pigmenten und anderen Additiven, die eine vorzeitige Polymerisation verhindern (Hellwig et al. 1999, Janda 1988a). Die Basis der organischen Matrix (Monomer) bilden Makromoleküle, die zwei oder mehrere funktionelle sowie reaktionsfähige Gruppen besitzen und aus denen – vernetzt - ein sehr stabiles Polymer entsteht.

b. Anorganische Füller können aus Quarz, Glas oder Keramik bestehen und werden benötigt, um die werkstoffkundlichen Eigenschaften der organischen Matrix zu verbessern. Sie verringern die Polymerisationsschrumpfung (Janda 1988), den thermischen Expansionskoeffizienten (Hashinger, Fairhurst 1984) und die Wasseraufnahme (Roulet 1982). Druck-, Zugfestigkeit, Elastizitätsmodul und Verschleißfestigkeit werden gesteigert (Kollmansperger, Venz 1980).

c. Die Verbundphase besteht aus einer Zwischenschicht und ist der entscheidende Faktor, der den Verbund zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllkörpern herstellt. Sie ist eine Siliziumverbindung aus 3-Methacryloxypropyltrimetoxysilan oder Vinyltriethoxysilanol (Hellwig et al. 1995, Roulet 1987). Der nun hergestellte Verbund erhöht die mechanischen Eigenschaften (Druck-, Biegefestigkeit und Härte), bleibt aber trotzdem immer noch eine große Schwachstelle der Kompositmaterialien. (Hellwig et al. 1995).

2.2.1 Bestandteile der organischen Matrix

Bei den verwendeten Monomeren handelt es sich fast ausschließlich um Di- oder Triester der Methacrylsäure mit hochmolekularen Alkoholen. Sie beeinflussen u. a. die mechanischen Eigenschaften wie den Polymerisationsgrad, die Schrumpfung, die Wasseraufnahme und die Viskosität (Hellwig et al. 1995). Die heute gebräuchlichsten Dimethacrylate sind die Bis-GMA (Bisphenol-A-Glyceidylmethacrylat), die Bis-EDMA (modifizierte Bis-GMA), U-DMA (Urethandimethacrylat) und niedermolekulare Dimethacrylate (Verdünnungs-monomere) wie TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) oder EGDMA (Ethylenglycoldimethacrylat) (Lutz et al. 1983, Janda 1988a,b). Die Verdünnungsmonomere bewirken eine verbesserte Verarbeitung der Kompositmaterialien, weisen jedoch eine besonders hohe Schrumpfung auf (Hickel et al. 1998).

2.2.1.1 Initiatoren

So genannte Photoinitiatoren sind Kompositbestandteile, die entweder durch einen chemischen Aktivator oder durch energiereiche Strahlung in Radikale

zerfallen, die unter der Reaktion mit den Doppelbindungen der Monomere zur Ausbildung von Polymerketten führen (Kullmann 1990, Hellwig et al. 1999).
Hauptsächlich kommen Diketonverbindungen, vor allem Champherchinon (0,17-1,03 Gew%), in Kombination mit organischen Aminen als Akzeleatoren zum Einsatz (Ernst et al 1996b). Je größer die Umsatzrate der Monomermoleküle ist, umso besser sind die physikalischen wie auch die mechanischen Eigenschaften des Komposits (Hellwig et al. 1995). Die Geschwindigkeit der Reaktion ist maßgeblich von der Menge der Radikale und des verwendeten Initiators abhängig.

2.2.1.2 Stabilisatoren

Stabilisatoren vermeiden eine vorzeitige Polymerisation der Komposite (Hellwig et al. 1995). Sie reagieren mit vorzeitig entstehenden Radikalen, welche auf diese Weise inaktiv werden. So wird die Polymerisationszeit zugunsten der Verarbeitungszeit verlängert, wie auch die Lagerungsfähigkeit des Komposits (Janda 1988a, Kullmann 1990). Eine zu große Menge an Stabilisatoren wirkt sich negativ auf die vollständige Aushärtung aus, und somit auf die Festigkeit des Komposits.

2.2.1.3 Farbstoffe und Pigmente

Farbstoffe und Pigmente werden dem Komposit hinzugegeben, um möglichst jeder Farbnuance, die ein Patient haben kann, gerecht zu werden. Größtenteils werden anorganische Farbstoffe (TiO2, Cr2O2, ZrO2, Fe2O3) hierfür verwendet (Janda 1988a, Kullmann 1990). Die Anforderung muss eine hohe Farbqualität wie auch eine weitgehende Unlöslichkeit sein.

2.2.1.4 Additiva

Unter Additiva fallen Hilfsstoffe wie Weichmacher, optische Aufheller und Lichtschutzmittel.

2.2.2 Kompositzusammensetzung nach Füllkörpergröße und Gehalt

Komposite enthalten Füllkörper in variabler Größe von 0,05 - 20 µm mit einem unterschiedlichen Füllkörpergehalt zwischen 44 % und 88 % an Masse (Tabassian 1999). Diese Partikel bestehen aus feinstem Glas (Br-/Sr-Glas) oder Keramik (LI-Al-Silikat), die durch Mahlprozesse (Ferracane 1995) und durch chemische Fällung gewonnen werden. Um Röntgenopazität zu erzielen, können die Gläser zusätzlich schwermetallhaltig sein. Sie enthalten Strontium, Zink oder Zirkoniumdioxid Glaspartikel und Yttrium- bzw. Ytterbium-Trifluorid-Füller (Hickel et al. 1998). Letztere können sogar durch langsame Abgabe von Fluoridionen die Bildung von Sekundärkaries verhindern. Die Füllkörper dürfen nicht toxisch sein und müssen Farblosigkeit und eine gute chemische Beständigkeit aufweisen. Der Nachteil der früher benutzten so genannten konventionellen Komposite waren die Unpolierbarkeit aufgrund der Größe der Füllkörper, das Herausbrechen der Partikel aus der Matrix, was ein schlechteres Verschleißverhalten nach sich zog. Weiterentwicklungen der modernen Forschung ergaben neue Produktarten wie fließfähigere und besser kondensierbarere Komposite durch die Modifizierung der Füllkörpergröße und deren Massenanteil.

Diese Komposite mit einer Füllkörpergröße von 0,01 - 3,5 µm enthalten Siliziumdioxide (Kieselsäure), die durch Hydrolyse von Siliziumtetrachlorid gewonnen werden. Die kugelförmigen Einzelpartikel erhöhen bei Zugabe zur organischen Matrix die Viskosität sehr rasch, da sie eine große spezifische Oberfläche (50-400 m^2/g) aufweisen. Man benötigt viel organische Matrix, so

dass der Anteil der Füllkörper nur verhältnismäßig klein sein kann (Janda 1988a). Somit erhöhen sich der thermische Expansionskoeffizient und die Polymerisationsschrumpfung. Biegefestigkeit, Vickershärte und Elastizitätsmodul sind geringer als bei konventionellen Kompositen (Hellwig et al. 1999). Diese homogenen Komposite lassen sich sehr gut hochglanzpolieren, da die feinen Partikel gleichmäßig an der Oberfläche verteilt sind, was die Plaqueretention minimiert (Lutz et al. 1983). Ein weiterer positiver Effekt ist die höhere Druck- und Verschleißfestigkeit (Hembree, Taylor 1984-85, Roulet 1987) und sie verfügen über eine sehr gute Ästhetik und Farbstabilität.

Die vorpolymerisierten Komplexe können splitterförmig oder auch kugelförmig sein. Die splitterförmigen Komplexe sind ein fein zermahlenes Produkt (1-200 µm) aus pyrogenem Siliziumdioxid und einer beigemischten Matrix nach der Aushärtung. Die kugelförmigen Komplexe bestehen aus pyrogenem Siliziumdioxid (20-20 µm), das in nicht ganz ausgehärteten Polymerkugeln inkorporiert ist. Eine weitere Möglichkeit ist die Sinterung der Siliziumdioxide, die nach einer anschließenden Verkleinerung (0.5-50 µm) die Möglichkeit bieten, einen sehr hohen Füllstoffgehalt in der Matrix von fast 80 % zu erhalten (Roulet 1987, Hellwig et al. 1995).

Einen weiteren Bereich stellt die Forschung nach so genannten organisch-anorganischen Hybridmolekülen dar. Sie stellen eine Mischung aus Makrofüllern (85-90 Gew%) und aus Mikrofüllern (10-15 %) dar. Somit lässt sich der Füllkörpergehalt der organischen Matrix auf bis zu 85 % steigern, was sehr gute physikalische Eigenschaften nach sich zieht. Sie sind gut polierbar, haben ein besseres Farbverhalten, sind Röntgenopak und haben eine höhere Verschleißfestigkeit (Roulet 1987, Lutz et al 1983, Kullmann 1990, Hellwig et al. 1999).

Hybridkomposite, Feinhybridkomposite, Feinsthybridkomposite und Submikrometerhybridkomposite (Makrofüller mit 0.8-1 µm) und deren Derivate stellen somit eine neue Klassifikation anhand von Materialeigenschaften wie

Partikelgröße, Füllkörpergehalt, Füllkörpermorphologie, E-Modul, Oberflächenrauhigkeit und Härte, sowie Biegefestigkeit dar. Sie sind die gebräuchlichsten Komposite und für alle Indikationsgebiete im Front und Seitenzahnbereich geeignet (Abbildung 1).

Außerdem eignen sie sich sehr gut für die erweiterte Fissurenversiegelung und minimalinvasive Restauration in Bereichen, die nicht mehr visuell einsehbar sind, wie in Winkeln zwischen Matrizenrand und Kavitätenrand (Ernst**,** Willershausen 2003).

Abb.1: *Differenzierung der Hybridkomposite hinsichtlich ihrer mittleren Korngröße (Ernst, Willershausen 2003)*

2.2.3 Verbundphase

Wichtigster Bestandteil, um den Verbund der organischen Matrix mit den Füllkörperpartikeln herzustellen, ist das Silanol. Letzteres bindet sich in dem chemischen Prozeß (Silanisierung) über die H-Brücken an die Füllkörperoberfläche; das andere funktionelle Ende polymerisiert mit dem Monomer (Schneider 1995). Die hydrophile Oberfläche der Füllkörper wird auf diesem Weg in eine hydrophobe umgewandelt und erleichtert so die Eingliederung in die hydrophobe Oberfläche der Kunststoffgrundsubstanz

(Roulet 1987, Söderholm et al. 1998). Eine höhere Anzahl von Füllkörpern wird möglich (Roulet 1987).

2.2.3.1 Verbundproblematik bei Kompositen

Mit Hilfe von modernen Dentinhaftvermittlern kann heute ein sehr guter Verbund zwischen Schmelz und Dentin erzielt werden.
Dieser Verbund kann jedoch durch die Polymerisationskontraktion, oder durch Belastungen im klinischen Gebrauch, zerstört werden. Die polymerisations-bedingte Schrumpfung der Komposite (1,2 – 5,7 Vol%) verursacht durch die Verkleinerung der intermolekularen Abstände bei der Zusammenlagerung der Monomere zu großen Polymerketten eine Volumenverkleinerung und dadurch ein Auftreten hoher Zugspannungen (Goldmann 1983). Des Weiteren unterscheidet sich der thermische Expansionskoeffizient des Komposits deutlich von dem des Schmelzes und des Dentins (Bullard et al. 1988). Die Volumenabnahme selbst kann wieder durch die Aufnahme von Feuchtigkeit aus dem Speichel (3,1 Vol%) ausgeglichen werden (hygroskopische Expansion) (Asmussen 1985, Torstenson, Brännström 1988). Allerdings benötigt die hygroskopische Expansion einen längeren Zeitraum (Monate), während der polymerisationsbedingte Volumenschwund sofort beginnt und während der Aushärtung andauert. Die daraus unter Umständen entstehenden Spannungen können zu einem Eindringen von Flüssigkeiten, Luft, Bakterien und Stoffwechselprodukten in den Randspalt führen, das zur Folge hat, dass es zu Verfärbungen, Sekundärkaries und Pulpaschädigung kommen kann (Pashley 1991). Aufgrund unterschiedlicher thermischer Expansionskoeffizienten zwischen dem Kompositmaterial und der Zahnsubstanz, kommt es zum Aufbau innerer Zugspannungen und somit zu Belastungen der Verbundschicht (Feilzer et al. 1990, Janda 1990).

2.3 Haftmechanismus (Zahnsubstanz/Komposit)

Der Haftmechanismus zwischen der hydrophilen Zusammensetzung des Zahnes und der hydrophoben Substanz des Komposits teilt sich in Schmelz-konditionierung und Dentinkonditionierung auf.
Komposite lassen sich nicht direkt an Schmelz und Dentin des Zahnes befestigen. Um aber einen mikromechanischen Halt an der Zahnsubstanz zu erreichen, muss diese vor dem Applizieren des Komposites konditioniert werden. Schon im Jahre 1955 wurden von Buonocore Versuche mit Säuren am Zahnschmelz gemacht, um eine höhere Haftfestigkeit zu erreichen. Diese Versuche stellen die Grundlagen in der heutigen modernen Zahnmedizin dar (Buonocore 1955).

2.3.1 Schmelzstruktur

Der Zahnschmelz ist ein anorganisches, kristallenes Gefüge einzelner Prismen (4-5 µm), die senkrecht von der Schmelz-Dentin-Grenze bis dicht unter die Schmelzoberfläche verlaufen. Schmelzprismen und interprismatischer Schmelz ergeben das typische Strukturgefüge (Schroeder 1992). Sie ist die härteste und höchst mineralisierte Substanz (Hydroxylapatit) im menschlichen Organismus (Hellwig et al. 1995). Hauptbestandteil ist die anorganische Matrix mit 86 Vol%, die organischer Matrix mit 2 Vol% und Wasser mit 12 Vol% (Schroeder 1987).

2.3.2 Schmelzkonditionierung (Säure-Ätz-Technik)

Die Schmelz-Ätz-Technik ist ein Verfahren, das der adhäsiven Verankerung kompositbasierter Materialien am Schmelz dient und einen wesentlichen Beitrag

zur Randdichtigkeit leistet. Als Adhäsion wird die Haftung zweier Substanzen aneinander bezeichnet, die durch eine Zwischenschicht aus einer dritten Substanz - dem Adhäsiv - vermittelt wird (Anderson 1974, Bowen 1979).
So lässt es einen mikroretentiven Substanzabtrag zu, im Gegensatz zu einem markroretentiven Abtrag bei anderen Präparationskonzepten wie bei Amalgam (Boer 1998, Fröhlich et al. 1996, v. Meerbeck et al. 1998).
Durch die Säurekonditionierung des angeschrägten, gesunden Schmelzes mit 30-40 Gew% Phosphorsäure kommt es zu einem mikroretentiven Relief, welches durch die unterschiedliche Auflösung der Schmelzprismen bzw. der interprismatischen Substanz entsteht. Die Anschrägung hat die Vermeidung paralleler Schmelzprismen zum Ziel, um das Ätzmuster zu verbessern und die Randspaltbildung zu verhindern; sie sollte 0.5-1 mm breit sein (Hickel et al. 1992). Bis zu einer Schmelztiefe von 50 µm reichen die mikroskopischen Veränderungen (Hellwig et al. 1999). Dadurch kommt es zu einer Oberflächen-vergrößerung und somit zu einer Haftflächenvergrößerung des Schmelzes (Blunk 1996, Buonocore 1955, Kullmann 1990, Roeters, de Kloet 1992). Eine Verbesserung der Benetzbarkeit wird um bis zu 400 % erreicht. Nach einer Zeit von einer Minute wird das entstandene Präzipitat für 30 s abgesprüht und die Kavität anschließend getrocknet. Es entsteht eine weiße opake Ätzzone. Auf diese wird nun ein niedrigviskoser, ungefüllter Kunststoff (Bonding) aufgetragen, der in das mikroretentive Relief eindringt und dort über so genannte Tags mikromechanisch in den Schmelzzotten haftet (Kullmann 1990, Lösche 1988, Hellwig et al. 1995).

2.3.3 Dentinstruktur

Die Dentinstruktur setzt sich zusammen aus einer dem Knochen nahestehenden mineralisierten Hartsubstanz (Appatitkristalle) zu ca. 45 Vol%, einer organischen Matrix (Kollagen) mit 30 Vol% und 25 Vol% Wasser (Schröder

1992). Wichtigstes Strukturmerkmal sind die Odontoblasten, deren Fortsätze sich in das tubuläre Labyrinth erstrecken, mit der Pulpa kommunizieren und somit Dentin (Tertiärdentin) zeitlebens nachbilden können. Die mit Liquor gefüllten Dentinkanälchen (2-4 µm Durchmesser) erstrecken sich im leicht geschwungenen Verlauf von der Pulpaperipherie bis zur Schmelz-Dentin-Grenze. Die Dichte der Dentinkanälchen pro Flächeneinheit ist nahe der Pulpa recht hoch (64000/m m²) und nimmt Richtung Schmelz-Dentin-Grenze stark ab (15000/m m²) (Schröder 1992).

2.3.4 Dentinkonditionierung

Dentinhaftvermittler ermöglichen eine mikromechanische Verankerung und eine chemische Verbindung des hydrophoben Kompositmaterials mit der feuchten, hydrophilen Dentinoberfläche. Dem chemischen Verbund kommt allerdings eine untergeordnete Rolle zu (Lutz et al. 1993, Assmusen, Uno 1992). Durch den komplexen Aufbau und die unterschiedliche Beschaffenheit des Dentins mussten Haftvermittlersysteme entwickelt werden, die sowohl eine Verbindung mit dem organischen Teil als auch mit dem anorganischen Teil des Dentins eingehen (Staehle, Hickel 1998). Durch die Konditonierung mit Phosphorsäure erfolgt die Auflösung und Entfernung des bei der Päparation entstandenen so genannten Smearlayer, einer Schmierschicht, welche Appatittrümmer, Kollagen, Dentinliquor und zerstörte Odontoblastenfortsätze enthält (Blunk 1996, Erickson 1994, Fröhlich 1996, Kakaboura 1989).

Eine Nichtentfernung würde zum Beispiel eine schlechtere Haftung, sich vermehrende Bakterien - mit daraus entstehender Sekundärkaries - nach sich ziehen (Haller et al. 1992, Lutz et al. 1993). Weiter kommt es dabei zur Demineralisation des Oberflächendentins, Freilegung der Dentinkanälchen und des Kollagennetzwerkes. Letzteres darf dabei nicht kollabieren oder verkleben; denn eine mikromechanische Verankerung wird nur erreicht, wenn das

hydrophile Monomer bis tief in das Netzwerk penetrieren kann (Nakabayashi et al. 1982, v. Meerbeck et al. 1992).

Nachdem Entfernen aller Säurereste mit dem Wasserspray wird nun der Primer aufgetragen. Die Aufgabe des aus Wasser, aus in Aceton gelösten Monomeren und einem Monomergemisch bestehenden Primer ist die Verbesserung der Benetzung des Dentins mit dem Komposit. Anschließend kommt ein amphiphiles Adhäsiv auf Schmelz und Dentin zum Einsatz, das eine Polymerschicht ausbildet und mit dem aktivierten Dentin über intratubuläre Zapfenbildung und Verzahnung fest verbunden ist. Aus der Kopolymerisation des eingebrachten Komposits mit den an der Oberfläche verfügbaren Methacrylatgruppen des Adhäsives entsteht nun der eigentliche Restaurations-verbund (Lutz et al. 1993). Die aktuell auf dem Dentalmarkt angebotenen Bondingsysteme unterscheiden sich in der Strategie, die Schmierschicht aufzulösen bzw. zu entfernen. Sie arbeiten mit selbstkonditionierenden Monomerlösungen oder mit der Phosphorsäureätzung. Die Selbstkonditonierung, bei welcher der säurehaltige Primer die Schmierschicht auflöst, gleichzeitig Monomer zwischen die freien Kollagenfasern infiltriert, ist durch den Verzicht der Säureätzung und des dadurch geringeren Zeitaufwandes sehr attraktiv. Eine aktuelle Übersicht zu Bondingsystemen wurde im Jahr 2003 von Haller und Blunk vorgestellt.

2.4 Kompositindikationen (Black 1989, Boer 1998, DGZMK 1999)

- (erweiterte) Fissurenversiegelung;
- Füllungen kleiner Klasse I und II Kavitäten (Erstversorgung, minimal-invasive Präparation);
- Füllungen mittelgroßer Klasse I und II Kavitäten (schmelzbegrenzte Kavitäten, okklusale Abstützung nicht ausschließlich auf der Restauration);

- Füllungen der Klasse III und IV Kavitäten einschließlich kompletter Schneidekantenaufbauten;
- Füllungen von Zahnhalskavitäten (Klasse V);
- Verbreiterung der Schneidezähne zum Lückenschluss;
- direkte Verblockung vor parodontalen oder nach kieferorthopädischer Behandlung;
- zahnfarbene Aufbaufüllungen für keramische Versorgungen;
- Korrekturen von Schmelzdefekten und Verfärbungen;
- Reparatur defekter Kompositrestaurationen unter Belassung intakter Füllungsanteile;
- Patienten mit allergischen Reaktionen auf Amalgam oder diversen Legierungsbestandteilen bei kleinen oder mittelgroßen Defekten.

2.5 Polymerisation

Die bestmögliche Polymerisation von lichthärtenden Werkstoffen im Patientenmund ist eine wesentliche Voraussetzung für den längerfristigen Behandlungserfolg. Zur Polymerisation der Füllungswerkstoffe unterscheidet man chemische und lichthärtende Komposite, wobei heute fast ausschließlich auf die lichthärtenden Komposite zurüchgegriffen wird. Die Polymerisation verläuft im Wesentlichen in drei Schritten:

a. die Startreaktion durch Radikale (Initiatoren);
b. die Wachstumsreaktion;
c. die Abbruchreaktion.

In beiden Fällen wird die Polymerisation von einem Initiatormolekül eingeleitet, welches in ein energiereiches Radikal zerfällt, worauf es zu einer dreidimensionalen Vernetzung der Monomere zu Polymeren kommt.

Ein einmal eingeleiteter Prozess dauert nur wenige Sekunden und läuft von selbst weiter. Die Wachstumsreaktion führt zur Bildung eines Makroradikals aus tausenden von Molekülen. Durch die Aufspaltung der Doppelbindungen in den Monomeren wird eine Einfachbindung frei, die so mit einem weiteren Monomermolekül reagieren kann (Hellwig et al. 1995, 1999, Roulet 1987, Janda 1988b). Die meisten dieser Monomere sind Ester mit ein oder höherwertigen Alkoholen (Janda 1988b). Die Geschwindigkeit dieser Reaktion ist abhängig von der Menge der Radikale sowie des verwendeten Initiators. Die Abbruchreaktion kann bei verschiedenen Möglichkeiten eintreten, wenn nämlich alle Monomere verbraucht sind oder durch Zusammenschluss zweier Radikale oder durch Begegnung des Makroradikals mit einem Initiatorradikal. Dadurch bilden sich unterschiedlich lange Polymerketten aus und es kommt zum Ende der Fließfähigkeit. Die Ketten lassen sich nicht mehr gegeneinander verschieben und der Gelpunkt ist erreicht. Die Polymerisation läuft noch weiter, allerdings ist die Richtung der dabei stattfindenden Polymerisationsschrumpfung nicht mehr beeinflussbar (Davidson, Feilzer 1997). Die Polymerisationskontraktion verursacht genau ab dem Punkt der Gelphase den Aufbau von Zugspannungen und beeinträchtigt dadurch die Randqualität.

2.5.1 Polymerisationsmechanismen

Es werden drei Aushärtungssysteme unterschieden:

a. Chemische Härtung;
b. Lichthärtung;
c. Dualhärtung.

2.5.1.1 Chemische Härtung

Die chemisch Härtung beginnt (Zwei-Pasten-System) durch das Anmischen der Basis- und der Katalysatorpaste, die Autopolymerisation mit einem Aktivator aus Benzoylperoxiden, die mit einem tertiären Amin reagieren und so in Radikale umgesetzt werden. So wird der Vernetzungsvorgang der Monomergruppen gestartet (Hellwig et al. 1995, 1999).
Da diese Materialien bei der Aushärtung zum Mittelpunkt der Füllung schrumpfen, kann es zu Spannungen im Füllungsrandbereich kommen. Weiter können bei dieser Anmischung Lufteinschlüsse entstehen, wodurch es – infolge der daraus entstehenden Poren – zu Verfärbungen des Komposits und einer Verringerung der Oberflächenhärte (Abrasionsfestigkeit) kommt (Hellwig et al. 1995). Auch benötigt diese Art der Polymerisation mehrere Minuten, so dass die Schrumpfungskräfte im Vergleich zur Lichthärtung wesentlich langsamer ansteigen und auch ein Nachfließen des Kunststoffes im begrenzten Maße ermöglicht wird (Hickel 1994). Chemisch härtende Materialien haben einen geringeren Polymerisationsgrad als lichthärtende Materialien, was zu einem erhöhten Restmonomergehalt führt (Hellwig et al. 1995).

2.5.1.2 Lichthärtung

Die Aushärtung der lichthärtenden Materialien (Ein-Pasten-System) wird mit einer energiereichen Strahlung (Licht) gestartet. Die Lichthärtung beruht auf einer fotochemischen Reaktion, bei der die von einer Lichtquelle (sichtbare Wellenlänge von 400-490 nm) ausgehende Strahlungsenergie von einem fotosensiblen Molekül (Initiator) - hauptsächlich einem Champherchinon mit einem Absorptionsspektrum zwischen 360 – 550 nm - in einer Reaktion mit einem aliphatischen Amin absorbiert und in chemische Energie (Zerfall des Komplexes) umgesetzt wird (Asmussen 1981, Lutz et al. 1992b, Hellwig et al.

1995, Ernst et al. 1996a,b). Die Kettenpolymerisation des Ein-Pasten–Systems, bei welchem nicht die Gefahr des Einmischens von Sauerstoff und daraus entstehende Blasenbildung gegeben ist, hat begonnen (Lutz, Roulet 1983, Vanherle et al. 1989, Gängler et al. 1990).

Eine Aktivierung des Initiators wird von der Wellenlänge und der Zahl der Photonen (Dosis) bestimmt. Althoff et al. (2000) beschrieb den Zusammenhang als Produkt zwischen der Lichtintensität und der Belichtungszeit. Um eine ausreichende Polymerisation der Kompositfüllungen zu erreichen, sollte die Belichtungsdosis bei minimal 16000 mw/cm² liegen (Koran et al.1998). Die Anzahl der durch die Lichtintensität aktiven Fotoinitiatoren sind von der Anzahl der sich im Komposit befindlichen Fotoinitiatoren die der Hersteller für das Material festsetzt, abhängig. Die gleichmäßigste Aktivierungsenergie der Initiatoren kommt zustande, wenn die Wellenlänge der benötigten Aktivierungsenergie annährend gleicht. Eine optimale Polymerisation lässt sich somit durch eine optimierte Wellenlänge und durch eine minimale Lichtdosis oder ein Minimum an Photonen erreichen.

Die effektivsten Wellenlängen liegen zwischen 450-490 nm. Das nicht ausgefilterte Licht im Bereich von 400-450 nm trägt ebenfalls noch zur Polymerisation bei, da kurzwelliges Licht energiereicher ist. Lichtstrahlung über 520 nm hat nur noch wärmenden Einfluss (Yearn 1985, Lutz, Krejci 1992ab).

Von der Aushärtung mit UV-Licht (unter 400 nm) hat man in Gegenüberstellung der Aushärtung mit Halogen- oder LED-Licht Abstand genommen, da diese große Nachteile besaß. Insbesondere könnte die Netzhaut der Augen Schaden nehmen. Die Tiefenpolymerisation war ungenügend und in Unterschnitten war das Material schlechter ausgehärtet, da der Zahnschmelz nicht richtig durchleuchtet zu werden vermochte (Hellwig et al. 1995, Janda 1988a, Kullmann 1990, Reinhardt, Vahl 1981, Viohl 1982).

Grundsätzlich bestimmen einerseits die Komponenten des Komposits (wie Absorption und Konzentration des Initiators, Absorption und Streuung durch

Pigmente und Füllstoffe) sowie andererseits die Eigenschaften der Strahlungsquelle (wie Bestrahlungszeit, Geräteleistung und Intensität) ganz wesentlich das Ergebnis der Polymerisation (Ernst et al. 1997, Kullmann 1987, Mehl et al. 1995, Reinhardt 1991). Der Polymerisationsgrad lässt sich durch die Anzahl der in Einfachbindungen umgewandelten Doppelbindungen ermitteln (Rueggeberg et al. 1992). Die Durchhärtungstiefe von der Oberfläche in die tieferen Schichten nimmt ab. Um trotzdem eine gute Durchhärtung in allen Schichten der Restauration zu erhalten, sollte immer die Schichttechnik angewendet und 2mm sollten nicht überschritten werden (Hellwig et al. 1999, Benz, Maschinski 2000, Nichols 2000, Stutz 2001, Thormann, Lutz 1999ab).

Weiter wird dadurch der Polymerisationsgrad, die Abrasionsfestigkeit und die Farbstabilität erhöht und der Restmonomergehalt merklich erniedrigt, damit es zu keinen allergologischen Reaktionen kommt (Lutz et al. 1983, Roulet et al. 1984). Zusätzlich erreicht man durch die Schichttechnik eine Verringerung der Polymerisationsschrumpfung, und man kann der Restauration durch unterschiedlichen Farbnuancen der einzelnen Schichten eine hohe Ästhetik verleihen (Janda 1988a, Lösche 1988, Lutz et al. 1983). Die größte Härte ist auf der lichtzugewandten Seite kurz unterhalb der Oberfläche zu erzielen, da das Komposit an der Oberfläche in Verbindung mit Sauerstoff eine Sauerstoffinhibitionsschicht bildet, bis in eine Tiefe von 80-100 µm und nicht vollständig aushärtet (Reinhardt 1991, Forsten 1984, Hellwig et al. 1995). Daher sollte man mit einer Matrize den Sauerstoffzutritt so gut wie möglich unterbinden.

Der Geräteleistung kommt bei der von den meisten Geräteherstellern vorgeschriebenen Polymerisationszeit von mindestens 40 s, eine entscheidende Bedeutung zu, um eine Duchhärtung auch in tieferen Schichten zu erreichen (Yearn 1985, Reinhardt 1991, Lutz, Krejci 1992b).

Um dem Behandler möglichst viel Zeit zur Verarbeitung des licht-polymerisierenden Komposits zu geben und eine vorzeitige Erhärtung nicht

zustande kommen zu lassen, sollten alle möglichen hohen Lichteinflüsse - wie die Leuchte an der Behandlungseinheit oder direktes Sonnenlicht - unterbunden werden.

2.5.1.3 Dualhärtung

Dualhärtung bedeutet, dass zwei Initiatorsysteme die Polymerisation auslösen, wobei das Kompositmaterial durch die Lichtenergie eine rasche Initialhärtung bekommt und durch die chemische Komponente nach einer bestimmten Zeit, selbst in der Tiefe der Restauration, völlig aushärtet (Janda 1988b, Roulet 1987, Vihol 1982). Dualhärtende Komposite bestehen aus einem Zwei-Pasten-System und haben durch das Anmischen dieselben Nachteile wie die chemisch härtenden Komposite (Janda 1988a). Anwendung finden diese Materialien vor allem zur adhäsiven Befestigung von Inlays, Onlays, Kronen, Klebebrücken und Provisorien (Janda 1988a, Luthardt et al. 1998, Roulet 1996).

2.5.2 Polymerisationsschrumpfung

Nur der organische Anteil des Komposits kann bei der Polymerisation der Monomere schrumpfen (Setz et al. 1991). Die Kettenreaktion wird durch ein reaktives Radikal in Gang gesetzt. Bei der Vernetzung wird der intermolekulare Abstand der Monomermoleküle, der von den Van-der-Waals-Kräften bestimmt wird, von ca. $4*10^{-10}$ m vor der Reaktion auf nur noch etwa $1,9*10^{-10}$ m durch Knüpfung einer kovalenten Kohlenstoff-Kohlenstoff-Bindung verkürzt (Roulet 1987).

Je mehr Monomer also in Polymer umgesetzt wird, desto größer ist die Kontraktion. Verbesserte Materialeigenschaften durch hohe Polymerisationsraten stehen aber im Widerspruch zu einer größeren

Polymerisationsschrumpfung. Bei ungefüllten Monomeren treten Volumenschwankungen von 4-9 Vol% auf und bei Kompositen mit Fülleranteil solche von ca. 1-4 Vol% (Feilzer et al. 1988, de Gee et al. 1990, Davidson et al. 1998). Bei Kavitäten mit hohem C-Faktor (Kavitätenform) - d. h. bei einem hohen Anteil gebundener zu freien Oberflächen (Feilzer et al. 1987) - wird von auftretenden Schmelzsprüngen berichtet (Bowen et al. 1983). Diversen Ansätzen, den Füllerstoffgehalt zu erhöhen (bis 86 Gew%), um eine niedrigere Schrumpfung zu erzielen, sind aus Gründen der Verarbeitbarkeit Grenzen gesetzt (Hellwig et al. 1995, Feilzer et al. 1988, Janda 1988b). Versuche, durch niedrige Lichtintensitäten Spannungen intern auszugleichen, indem der Gelpunkt der Polymerisationsreaktion später erreicht wird (Feilzer et al. 1995, Mehl et al. 1997a), befähigen das Komposit Material von noch ungebundenen Oberflächen nachfließen zu lassen (Bouschlicher, Rueggeberg 2000). Um gute mechanische Eigenschaften zu erreichen, muss aber die Bestrahlungszeit deutlich verlängert werden. Auch hier ist die Schichttechnik unbedingt einzuhalten, um gleichmäßige Materialeigenschaften in der Restauration sicher zu stellen. Eine neue Klasse der Moleküle stellen so genannte Silorane dar, welche aus zwei Molekülen, den Siloxanen und den Oxiranen bestehen. Sie scheinen neben sehr niedrigen Schrumpfungswerten von nur 0,5-0,8 Vol%, eine dem Bis-GMA vergleichbare Biokompatibilität und eine sehr hohe Durchhärtungstiefe zu erreichen. Beim Vergleich mit dem Elastizitätsmodul und der Biegefestigkeit von Hybridkompositen erreichen sie entsprechende Werte (Guggenberger, Weinmann 2000).

2.5.3 Flow

Der Flow beschreibt die noch mögliche Verschiebung der Polymerketten, um einen Spannungsausgleich im Komposit während der ersten Polymerisations-phase zu erzielen. Ist ein bestimmter Vernetzungsgrad erreicht, ist diese

Verschiebung nicht mehr möglich, und es kommt zu schnell ansteigenden internen Spannungen im Bereich des Komposit-Dentin-Verbundes (Davidson et al. 1984ab, Haller 1994a). Bei lichthärtenden Kompositen ist die Geschwindigkeit der Reaktion, also das Erreichen des Gelpunktes, direkt von der Lichtintensität abhängig, und es kommt so zu einer Zunahme freier Radikale. Bedingt durch die erhöhte Lichtintensität (650 mw/cm²) und die damit verkürzte Zeit bis zum Erreichen des Gelpunktes, kommt es im Vergleich zur Anwendung geringerer Lichtintensitäten (250 mw/cm²) zu einer wesentlich größeren Anzahl von marginalen Randspalten. Um dies zu verhindern, versucht man den Aufbau innerer Spannungen durch die Polymerisationsschrumpfung, auszugleichen, ohne jedoch den Polymerisationsgrad und damit die materialspezifischen Eigenschaften des Komposits nachteilig zu beeinflussen (Feilzer et al. 1995).

2.6 Problematik der Lichtpolymerisationsgeräte

Die Industrie bietet heutzutage eine beachtliche Anzahl verschiedener Polymerisationsgeräte an. Neben den konventionellen Halogenlampen, die unterschiedliche Polymerisationsprogramme anbieten, auch Plasmabogen-lampen, Laser- und LED-Polymerisationsgeräte. Um einen optimalen Langzeiterfolg von Kompomer bzw. Kompositfüllungen zu erzielen, fällt der Lampe die Aufgabe einer korrekten Polymerisation von Füllungsmaterial und Adhäsivsystem zu. Die Strahlungsflußdichte (mw/cm²) definiert die Leistungsfähigkeit eines Gerätes und hat neben der bei der Polymerisation entstehenden Temperatur großen Einfluss auf den Polymerisationsgrad eines Füllungsmaterials. Eine nicht korrekte Polymerisation kann zur Verminderung der mechanischen und physikalischen Materialeigenschaften, zu erhöhter Verfärbungstendenz sowie vermehrter Wasseraufnahme führen und sogar Pulpairritationen und Allergien durch Restmonomer auslösen. Um nun eine

vollständige Polymerisation auch in größeren Tiefen der Füllungen zu gewährleisten, ist die Strahlungsflußdichte (über 1000 mw/cm²) der Geräte von den Herstellern erhöht worden, wodurch aber wiederum Faktoren wie die Polymerisationsschrumpfung sowie innere Spannungen auf ein Minimum zu reduzieren sind. Um diese Probleme zu lösen, versucht man die Polymerisationskinetik durch verschiedene Lichthärtungsmethoden zu beeinflussen, was sich in diversen Modi neu entwickelter Lampen durch den stufenförmigen wie auch den exponentiellen Anstieg der Lichtintensität oder Kombinationen bemerkbar macht.

2.6.1 Lichtintensität, Polymerisationszeit

Die Lichtintensität der heutigen Polymerisationsgeräte deckt einen sehr großen Bereich an Leistungswerten ab. Sie reicht von 268 – 1200 mw/cm² (Thormann, Lutz 1999b). Die größte Härte ist auf der lichtzugewandten Seite kurz unterhalb der Oberfläche zu erzielen, da der Kunststoff an der Oberfläche in Verbindung mit Sauerstoff bis zu einer Tiefe von 80 – 100 µm nicht vollständig aushärtet (Forsten 1984, Reinhardt 1991). Die zu erreichenden Durchhärtungstiefen korrelieren sehr stark mit den Beleuchtungszeiten und der Geräteleistung. Somit kommt - bei der meist vom Hersteller vorgeschriebenen Polymerisationszeit von mindestens 40 s - der Geräteleistung eine entscheidende Bedeutung zu, um die Durchhärtung auch in der Tiefe der Füllung zu gewährleisten (Yearn 1985, Watts et al. 1987, Geurtsen 1989, Reinhardt 1991, Kalliyana et al. 1998). Je nach Farbdichte des jeweiligen Füllungsmaterials ist eine längere Einwirkzeit erforderlich (Price et al. 2000). Die Bestrahlungsstärke ist umso größer, je kleiner der Abstand vom Objekt und je größer der Durchmesser des Lichtleiterstabes ist.

2.6.2 Lichtpolymerisationsgeräte

Nachdem sich herausgestellt hat, dass die ursprünglich benutzten UV-Lampen vor allem aus arbeitshygienischen Gründen nicht geeignet sind (Kimmel 1999), wurden zunächst Halogengeräte für die Lichtpolymerisation eingesetzt bis dann 1998 die Plasmalampen und zuletzt 2001 die LED-Geräte hinzukamen, während die im Jahre 1997 eingeführten Argon-Laser kaum eine Rolle spielen konnten (Kimmel 1999).

Negative Einwirkungen auf die Polymerisations- und Füllungsqualität durch beträchtliche Leistungsschwankungen von bis zu 34 Prozent sollten durch so genannte Spannungsstabilisatoren in den Lampen vermieden werden (Thormann, Lutz 1999). Diese Stabilisatoren gehören aber nicht zur Standartausrüstung der Polymerisationslampen. Blaues Licht mit einer Wellenlänge von 400-490 nm ist von zentraler Bedeutung, da das Absorptionsspektrum - in den meisten Dentalmaterialien ein als Fotoinitiator verwendetes Champherchinon - in diesem Bereich liegt (465 nm). Wird Champherchinon in Gegenwart eines Co-Initiators auf Amin-Basis Licht ausgesetzt, bilden sich Radikale, und die Polymerisation wird ausgelöst. Bei der Polymerisation haben Strahlungsfluss und Bestrahlungszeit, die die Strahlungsenergie einer Polymerisationslampe ergeben, zusammen mit dem Abstand Objekt-Lichtleiter eine große Bedeutung (Thormann, Lutz 1999b).

Polymerisationsgeräte sind regelmäßig mittels eines Lichtmessgerätes auf eingeschränkte Lichtintensität durch einen defekten oder verschmutzten Lichtleiter oder einer alten Lichtquelle zu überprüfen. Die Radiometergeräte sind nicht dazu geeignet, Intensitäten der Lampen untereinander zu vergleichen; sie dienen lediglich der Leistungsverlaufskontrolle. Die individuelle Abstimmung der einzelnen Licht- und Hitzefilter ist bei den technisch doch recht einfach aufgebauten Geräten zu unterschiedlich, um einen objektiven Leistungsvergleich unterschiedlicher Polymerisationsquellen zu ermöglichen. Bei einem Lichtmessgerät, welches bei einer Lichtintensität bis 1000 mW/cm²

einen Vollausschlag zeigt, lassen sich Intensitäten von über 1000 mW/cm² mit genormten, neutralen Graufiltern, die man auf das Lichteintrittsfenster des Messgerätes setzt, berechnen. Somit sind Polymerisationslampen mit unterschiedlichen Lichtquellen (Halogen-, Plasma-, LED-) und bei Benutzung des Standardlichtleiteraufsatzes nicht vergleichbar, aber es lässt sich ein Leistungsabfall der diversen Lichtquellen erkennen. Optimal sind Lichtmessgeräte, die in den meisten Lampengehäusen integriert sind. Sie geben eine gute Vergleichsmöglichkeit für eine Konstanzprüfung (Ernst et al. 2003).

2.6.2.1 Funktionsprinzip von Halogenlampen

Die Lichtquelle stellt hier eine Halogenreflektorlampe dar, genauer ein dünner Wolfram-Faden, der als Widerstand wirkt. Durch den durchfließenden Strom wird eine große Hitze erzeugt. Der aufgeheizte Faden gibt die Hitzeenergie in Form von Infrarotstrahlung ab. Um nun das effektive Nutzlicht vom sichtbaren Spektrum zwischen UVA und Infrarot zu erhalten, können verschiedene Filter vorgeschaltet werden. Die schädliche UV Bestrahlung unter 400 nm und der Blendeffekt sowie die Wärmeausstrahlung ab ca. 520 nm werden durch diese Filter verhindert. Das Gesamtspektrum hat einen Wellenlängenbereich von 370-640 nm und tritt als blaues Licht aus einem Lichtleiter aus.
Um die entstehende Wärme abführen zu können, benötigt dieser Lampentyp Kühlventilatoren, deren Austrittsschlitze im Handteil des Gehäuses die Desinfektion erschweren. Nach 6-9 Monaten kann es zur Ablagerung von Metalldampf an der Innenseite des Glases kommen (Ernst 2002). Weitere Nachteile stellen der geringe Wirkungsgrad und die kurze Lebensdauer von Lampe, Reflektor, Filter sowie die damit verbundene Reduktion der Lichtintensität da (3M Espe Report). Aufgrund der langen Anwendungszeit und der kostengünstigen Technologie ist diese Lampenart, mit den diversen Lichtprogrammen aus dem Alltag nicht wegzudenken. Verschiedene Autoren

empfehlen den bei diesen Lampen so genannten Softstart-Modus, bei dem es durch anfangs geringe Lichtintensität zu einer Reduktion der Polymerisationskontraktion durch das Nachfließen des Komposits kommt (Uno, Asmussen 1991, Feilzer et al. 1995, Davidson et al. 1997, Mehl et al. 1997a).

2.6.2.2 Funktionsprinzip von Plasmalampen

Um die Einwirkzeit bei der Polymerisation von Kompositen abzukürzen, wurden von der Industrie so genannte Xenon-Kurzbogen-Lampen (Plasmalampe) entwickelt (Munksgaard et al. 2000). Der Lichtbogen wird bei sehr hohen Temperaturen aus einer Gasmischung ionisierter Moleküle und Elektronen zwischen zwei dicht zusammenliegenden Elektroden erzeugt. Um diese Lampen durch die starke Hitzeentwicklung zu kühlen, bedarf es großer Kühler, was der Handlichkeit der Geräte nicht entspricht. Auch die Lichtleistung mit bis zu 1700 mw/cm² ist fast doppelt so hoch und neben dem Frequenzspektrum des emittierenden Lichts der große Unterschied gegenüber den Halogenlampen. Das Emmisionsspektrum der modernen Plasmalampen befindet sich zwischen 380 und 500 nm, was bei manchen Werkstoffen zu niedrig sein kann (Klimek 2000a). Je nach Art des Komposits kann die hohe Lichtleistung die Aushärtungszeit verkürzen, wobei die dabei entstehende hohe Temperaturentwicklung (Hofmann et al. 2002) eine Schädigung der Pulpa nach sich ziehen kann.

Ebenso müssen Filtersysteme das große Spektrum begrenzen und schützen auch vor reflektierendem Licht. Der derzeitige Entwicklungsstand der Plasmageräte reicht aber nicht aus, um die Qualität und - bei den diversen Anwendungen - den notwendigen Effekt erreichen zu können. (Danesh et al. 2001, Ernst et al. 2000, Kunzelmann et al. 1999, Lang 2000). Bei 2 mm dicken Kompositproben liegt die Konversionsrate im Vergleich zum Halogenlicht um 50 % niedriger

(Peutzfeld et al. 2000, Rahiotis et al. 2004), die relative Oberflächenhärte ist signifikant reduziert (Roberts et al. 2000, Ernst et al. 2001).

2.6.2.3 Funktionsprinzip von LED Lampe

LED Lampen sind auf Halbleitertechnik beruhende **L**icht **e**mittierende **D**iodenlampen. Das Licht wird aus einer Kombination spezieller Halbleiter in geringer Intensität und mit einem beschränkten Spektrum aus elektronisch angeregten Atomen ausgesendet. Dabei besitzt der so genannte n-Leiter einen Elektronenüberschuss und der p-Leiter ein Elektronendefizit, wodurch Elektronenlöcher entstehen. Durch das Anlegen einer Spannung verbinden sich die Elektronen des n-Leiters mit den Löchern des p-Leiters und die LED-Lampe sendet ein charakteristisches Licht in seiner bestimmten Wellenlänge aus, was gegenüber der anderen Lampenarten zu einem vorteilhaften schmaleren Emissionsspektrum führt. Die chemische Zusammensetzung der Halbleiter bestimmt die Farbe dieses Lichtes. Diese Geräte können wegen des geringen Stromverbrauches mit einem AKKU betrieben werden, sind sowohl kabellos als auch geräuschlos. Der Wellenlängenbereich des Spektrums ist sehr eng und liegt im Bereich von 440-495 nm und somit trifft es ziemlich genau – ohne die Zwischenschaltung eines die Lichtleistung reduzierenden Filters - das Empfindlichkeitsmaximum des Fotoinitiators Champherchinon, welches in den Kompositen die Polymerisation auslöst.

Ein weiterer Vorteil neben der langen Lebensdauer der LEDs von mehreren tausend Stunden, ist die geringere Wärmeentwicklung, die dazu führt, dass LED- Lampen keine Kühlung benötigen und daher handlicher zu gestalten sind. Mittlerweile werden bei einem Betrieb mit höheren Stromstärken Lichtintensitäten von nahezu 1100 mw/cm² erreicht, was die Belichtungszeiten wiederum verkürzt. Diesen Lampen scheint die Zukunft zu gehören.

2.7 Definition von Härte

Grundsätzlich wird die Härte aus der Eindringfläche unter Kraft bestimmt. Die Eindringfläche wiederum berechnet sich aus der Eindringtiefe und einer Konstanten, die spezifisch für jeden Eindringkörper ist. Als Maß für die Härte in so genannten Eindruckhärteprüfverfahren wird somit die bleibende Verformung in der Materialoberfläche genommen, die der Prüfkörper bei einer bestimmten Belastung in einer festgelegten Zeit erzeugt (Eichner, Kappert 1996). Für alle Härteprüfungen gilt, dass man, um vergleichbare Ergebnisse zu erzielen, die Normbedingungen nach DIN 50359, DIN EN ISO 14577-1, DIN 55676 und VDI/VDE-Richtlinie Nr. 2616 einhalten muss.
Durch die Härtebestimmung können somit – wie in diesem Fall - Aussagen über den Grad einer Polymerisation eines Komposits getroffen werden und sie erlaubt die Bestimmung anderer Parameter, wie der plastischen, elastischen und viskoelastischen Eigenschaft von Werkstoffen gemäß internationalen Normen.

2.7.1 Eindruckhärteprüfmethode zur Bestimmung der Güte nach der Polymerisation durch Licht

Um die Polymerisationsqualität an der Oberfläche wie auch an der Unterfläche, von Kompositrestaurationen bestimmen zu können - also die Konversionsrate als ein Maß, welches die umgesetzten Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen während der Polymerisation beschreibt (Reinhardt 1991) - ist eine Härteprüfung unentbehrlich.
Neben direkten Messverfahren wie der FMIR – Technik (Frustrated Multiple Internal Reflectance) (Reinhardt 1991) oder der ATR – Technik (Attenuated Total Reflectance) (Rueggeberg et al. 1999) gibt es auch indirekte Messverfahren. Die am häufigsten in der Literatur beschriebene indirekte Härtemessmethode ist die Härteprüfung nach Vickers, da sie sowohl für harte als auch weiche Materialien geeignet ist (Strickling, 1988) und deren Resultate

für die Bestimmung der Konversionsrate am dienlichsten sind (Rueggeberg, Craig 1988, Unterbrink, Muessner 1995, Wassel et al. 1992, Mehl et al. 1995). Sie stellt nach deutschen Normen die Standardmethode dar, den Härtegrad vor allem in tieferen Schichten durch den Eindruck einer quadratischen Diamantpyramide mit einem Öffnungswinkel von 136 Grad und einer Prüfkraft zwischen 98.07 N und 980. 7 N zu bestimmen (Strickling 1988).
Andere Autoren bevorzugen die Messmethode nach Knoop, bei der sehr kleine Prüfkräfte mit weniger als 9.8 N zum Einsatz kommen und somit nur Aussagen über die oberflächlich nahe Härte gemacht werden können oder der Prüfmethode nach Barcol (Ernst et al. 1997, Rueggeberg et al. 2000).

2.7.2 Härteproblematik bei Kompositen

Die Annahme, die Güte einer Kompositrestauration nur von der Oberflächenhärte aus beurteilen zu können, ist ein grundsätzlicher Trugschluss. Es wurde in zahlreichen Untersuchungen festgestellt, dass es zu einem Abfall der Härte der Unterseite mit zunehmender Dicke der Probe kommt (Ernst et al. 2000). Zwischen Durchhärtungstiefe und Lichtdurchlässigkeit (Transluzenz) bei Kompositen sowie der Dichte und seiner Farbnuancen besteht ein Zusammenhang. Die bei der Aushärtung entstehende Schwächung des Lichtes im Kompositmaterial wird durch die – infolge von Füllpartikeln entstehende - Absorption und Streuung, hervorgerufen (Ferracane et al. 1986). Dunklere und opakere Kompositfarben besitzen ein größeres Absorptionsvermögen, was eine geringere Tiefenaushärtung nach sich zieht als hellere Farbnuancen. Der Streueffekt der Füllpartikel ist umso größer, wenn sich deren Durchmesser der Wellenlänge des eintretenden Lichtes annährt. Ein Komposit mit 2 µm großen Füllern weist eine größere Streuung auf als ein solcher, der mit Füllern der Größe 15 µm gefüllt ist (Li et al. 1985). Weiterhin sind die Leistung (Intensität) und das Spektrum der Lampe, Belichtungsdauer und die Ausrichtung des

Lichtleiters von entscheidender Bedeutung. Zur Polymerisation tieferer Schichten werden längere Belichtungszeiten benötigt. Unvollständig gehärtete Restaurationen halten der alltäglichen Belastung nicht stand, was zuerst nicht ganz erkennbar ist, da die Oberfläche als gut ausgehärtet erscheint. Sie sagt allerdings nichts über den Härtegrad in der Tiefe aus. Die Qualität der Durchhärtung zeigt sich erst in der Lebensdauer der Restauration (Lutz et al. 1992a). Maximale Härtewerte werden in der Regel nach 3-24 Stunden erreicht (Lutz et al. 1992a).

2.8 Unterschiedliche Meßmethoden zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung

Im Folgenden werden unterschiedliche Verfahren - direkte und indirekte Messmethoden - zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung und deren Vor und Nachteile verglichen und beschrieben. Man kann die Messungen - abhängig je nach Art des Prüfverfahrens - sowohl statisch als auch dynamisch durchführen. Bei dynamischen Verfahren werden im Gegensatz zu statischen Untersuchungen Energieverluste bestimmt, die bei der Wechselwirkung von Meßsystem und Prüfkörper auftreten (Richter 1995). Auch wurden dynamische Verfahren erforderlich, um die Hauptmerkmale und Daten der Komposite für die Untersuchung der linearen Viskoelastizität während des Aushärtens zu erhalten. Des Weiteren muss zwischen starren und nicht starren Messaufbauten unterschieden werden, da bei nicht starren Aufbauten nicht alle auftretenden Spannungen während der Polymerisationsreaktion erfasst werden können. Grund ist die so genannte Compliance, eine Nachgiebigkeit des Messaufbaus, durch die ein unbekannter Teil der Spannungen ausgeglichen wird. Das heißt, dass durch die Compliance eine Beeinflussung der Spannungszustände erfolgt. Dies versucht man bei neueren Meßmethoden (SSA-Maschine, Dullin, 1999) bei

einer statischen Messung durch eine Kompensation auszugleichen, indem man trotz der festen Einspannung der Probenhalter ein freies Schrumpfen ermöglicht, was durch eine Lastmessdose geschieht, die die aufbauende Kraft bei konstanter Probenlänge registriert.

2.8.1 Physikalische Methode

- Unter der physikalischen Methode versteht man zum einen die direkte Schrumpfungsmessung mit einem wassergefüllten Dilatometer. Dabei wird die Schrumpfung des Komposits über den absinkenden Wasserpegel in einem Kapillarröhrchen bestimmt. Aus der Differenz beider Pegel kann die Volumenschrumpfung bestimmt werden. Nach Lai und Johnson (1993) korrelieren die Ergebnisse gut mit dem Füllergehalt der untersuchten Komposite und liegen im zu erwartenden Bereich. Nachteilig wirken sich die lange Messdauer, sowie leichte Temperaturschwankungen der Wasserbäder aus.
- Bei der Messung mit einem Quecksilberdilatometer wird ebenfalls direkt die Volumenschrumpfung anhand dreier mit Quechsilber gefüllter Röhrchen gemessen. Die Kompositprobe wird in einem Hals eines Röhrchens an der Unterseite einer Glashülse angebracht und so mit Quecksilber ebenfalls umflossen. Beide anderen Röhrchen dienen zur Kalibrierung mit einer Mikrometerschraube und der eigentlichen Messung. Durch einen kontaktlosen Wegaufnehmer der die Unterschiede des Pegelstandes aufzeichnet, ein genau auf 23 Grad temperiertes, den Versuchsaufbau umgebendes Wasserbad und die Dichte der zu untersuchenden Komposite, kann die Schrumpfung über eine Formel bestimmt werden. Neben einer sehr verlässlichen Schrumpfungsbestimmung ist beim Umgang mit giftigem Quecksilber und der genau einzuhaltenden Umgebungstemperatur hohe Vorsicht geboten (de Gee et al. 1981).

2.8.2 Elektronische Methoden

- Unter die elektronische Methode fällt die indirekte Methode der Schrumpfungsbestimmung mit einem Linometer (de Gee et al.1993), bestehend aus einem kontaktlosen Wegaufnehmer, der in der Vertikalen in einem Quarzröhrchen angebracht ist. Die Kompositprobe auf einem Aluminiumblättchen, welches lose auf dem Röhrchen liegt, wird mit einem Glasobjektträger, der fest auf dem Versuchsaufbau aufliegt, zu einer Schichtstärke von 1,5 mm ausgepresst. Um eine freie Schrumpfung zu ermöglichen, sind Objektträger und das Aluminiumblättchen isoliert. Die bei der Lichtpolymerisation entstehende Schrumpfung zieht das Aluminiumblättchen nach oben. Diese Wegstrecke wird nun von dem kontaktlosen Wegaufnehmer aufgezeichnet und ergibt zusammen mit der Dicke der Probe die lineare Schrumpfung. Die Volumenschrumpfung ergibt sich aus der linearen Schrumpfung. Im Gegensatz zum Dilatometer lassen sich somit die Werte ohne eine Temperatursensibilität ermitteln. Allerdings kann die Viskosität der Isolierung die Ergebnisse verfälschen (de Gee et al. 1993).
- Die Deflecting-Disk-Methode (Watts, Cash 1991) beschreibt als indirekte Methode die Schrumpfmessung mit Hilfe eines auf einem Glasobjektträger aufliegenden Messingrings, in dessen Mitte Komposit eingebracht wird, der nun mit einem Deckgläschen auf eine Schichtstärke von 1,5 mm komprimiert wird. Auf dieses Deckgläschen wird von oben ein Wegaufnehmer abgesenkt. Durch die Belichtung von unten wird das Deckgläschen durch den schrumpfenden Komposit in Richtung der Lichtquelle gezogen. Diese Verformung wird von einem Wegaufnehmer aufgezeichnet. Über die gemessene Wegstrecke und die Ausgangshöhe lässt sich auf diese Weise die lineare Schrumpfung, die der Volumenschrumpfung proportional ist, mittels eines Computers berechnen. Der Vorteil ist, dass man über einen langen Zeitraum - ab Belichtungsbeginn – die Schrumpfungswerte messen kann und dadurch den zeitlichen Verlauf der Kontraktion aufgezeigt bekommt.

2.8.3 Optische Methoden

- Mit der heute elegantesten optischen Methode wird die Volumenschrumpfung mit einer Makrovideokamera und deren Schwarzweißbildern bestimmt (Sharp et al. 2003).

Hierzu wird auf einen drehbaren Teflonteller, mit einem Abstand von 10 cm zum Objektiv eine halbkugelförmige Kompositprobe - mit einem bestimmten Volumen – aufgebracht. Nach einer Ruhephase des Komposits von drei Minuten, wird die Polymerisation mit einer, einen Millimeter über der Probe befindlichen Polymerisationslampe gestartet und die Volumenschrumpfung für zehn Minuten mittels eines Rechners aufgezeichnet. Durch den drehbaren Teflonteller lassen sich sowohl statische wie auch dynamische Bestimmungen mit rotierenden Prüfkörpern machen, wobei der einfacheren statischen Messung der Vorzug eingeräumt wird, da die Ergebnisse beider Methoden sich nicht signifikant unterscheiden. Durch die Kalibrierung mit drei Standardproben und der direkten Relation zur vorher bestimmten Volumendifferenz kann die Volumenschrumpfung in Prozent angegeben werden.

Diese Methode, die sich durch eine kontaktlose und kontinuierliche Messung auszeichnet, ist im Vergleich zum Dilatometer weniger fehlerintensiv und einfacher durchzuführen.

2.8.4 Spannungsmessung mit dem Tensilometer

- Eine weitere sehr verbreitete indirekte Methode stellt die Messung der Polymerisationsschrumpfung mit einem Tensilometer da (Feilzer et al. 1987, Sakaguchi et al. 1998) bei der eine vertikale, sinusförmige, oszillatorische Deformation auf den aushärtenden Komposit um dessen ursprünglicher Höhe ausgeführt und die Lastantwort – die aus Daten (Zeit, Last und

Verschiebungssignal) besteht - registriert wird. Die Abhängigkeit der Polymerisationsschrumpfung in Zusammenhang zur Viskosität und zum E-Modul kann mit dieser Methode sehr gut überwacht und durch die Umsetzung des auf einer Software basierenden dynamischen Feedbacksystems auf diese Weise veranschaulicht werden.

In diesem dynamischen Messverfahren wird Komposit zwischen eine obere und untere Montagestange – aus Metall oder Glas – eingebracht. Die untere Montagestange ist mit einer Lastmessdose verbunden, die obere Stange mit einem so genannten oszillierenden Kreuzkopf an der Prüfmaschine angebracht. Über einen Extensometer (Dehnungsmesser), der an der unteren Montagestange angebracht ist, wird der Abstand zwischen beiden Stangen während des Polymerisationsvorgangs konstant beibehalten. Somit können beide Stangen ab einem bestimmten Schrumpfungswert nicht mehr mit dem Komposit mitgehen. Ab diesem Punkt stellt der aufgezeichnete Wert die Kraft dar, die notwendig ist, um der axialen Schrumpfung entgegenzuwirken. Die nominale Spannung wird errechnet, indem man die gemessene Kraft durch die Querschnittsfläche der Monatagestange teilt. Die Compliance des gesamten Messaufbaus steigt in dem Moment an, indem sich beide Stangen aufeinander zu bewegen. Ein gewisser Betrag der Schrumpfkraft geht durch die Bestandteile des Versuchsystems verloren, was als Nachteil dieser Methode gesehen wird. Wird ein so genanntes Feedbacksystem benutzt, kann die Compliance auf nahezu Null reduziert werden, da die Verformung außerhalb der Grenzen des Extensiometers nicht berücksichtigt wird.

3 Fragestellung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es im ersten Teil, die Kontraktionsspannung unter dem Einfluss verschiedener Belichtungskonzepte gängiger Polymerisationslampen statisch zu bestimmen. Im zweiten Teil wurde die Tiefendurchhärtung an der Oberfläche und in einer 2 mm tieferen Schicht (Unterfläche), bei dem sich seit langem erfolgreich auf dem Markt befindlichen Feinhybridkomposit Tetric Ceram (Vivadent) verglichen.
Folgende Fragen sollten im einzelnen hierbei Beachtung finden:

- Welchen Einfluss haben die unterschiedlichen Belichtungskonzepte verschiedener Polymerisationslampen auf die Polymerisationsschrumpfung und die daraus resultierenden internen Materialspannungen?

- Welche Belichtungsprogramme der Polymerisationslampen erreichen in einer definierten Tiefe einen zufrieden stellenden Härtegrad und reduzieren Polymerisationsschrumpfung sowie die innere Spannung auf ein Minimum?

- In einer weiteren Untersuchung wurde der Grad der Polymerisation (indirektes Maß der Umsatzrate) unter dem Einfluss verschiedener Polymerisationsgeräte durch ein automatisiertes Eindruckhärteprüfverfahren nach Vickers untersucht und bewertet.

4 Material und Methode

4.1 Verwendete Materialien

Als Kompositmaterial für die anzufertigen Prüfkörper wurde Tetric Ceram der Firma Vivadent (Liechtenstein) benutzt (Abbildung 1), da es zum Zeitpunkt dieser Studie eines der meist verkauften Komposite mit langen klinischen Erfahrungen war.

Tetric Ceram ist ein zahnfarbenes, lichthärtendes Restaurationsmaterial und kann sowohl im Frontzahnbereich als auch im Seitenzahnbereich eingesetzt werden. Es wurde darauf geachtet, dass das in dieser Untersuchung verwendete Material die gleiche Chargennummer (B00010), Farbe (A3) und Verfallsdatum (10/2003) aufwies, somit identisch war, um dadurch ein gleichbeschaffenes Probenmaterial (Ampulen) für alle Versuche zu garantieren.

Tabelle1: *Standard-Zusammensetzung in Gew.-%:*

Bis-GMA	8,3	Matrix (Monomer)
Urethandimethacrylat	7,6	Säure (Monomer)
Triethylenglycoldimethacrylat	4,3	Säure (Monomer)
Bariumglasfüller (silanisiert)	50,6	Röntgenopazität Optische Eigenschaften Abrasionsverhalten
Ytterbiumtrifluorid	17,0	Röntgenopazität Fluoridfreisetzung
Mischoxid (silanisiert)	5,0	Transparenz
Ba-Al-Fluorosilikatglas (silanisiert)	5,0	Fluoridfreisetzung
Hochdisperses Silizium-dioxid (silanisiert)	1,0	Konsistenz
Additive	0,9	
Katalysatoren und Stabili-satoren	0,3	Polymerisationssteuerung
Pigmente	<0,1	Farbe

Technisches Datenblatt Tetric Ceram (Vivadent), W. Dienst, 1996.

4.2 Polymerisationslampen

4.2.1 Prinzip der Polymerisationslichtes

Zur Erzeugung von Licht im blauen Wellenlängenbereich zur Polymerisation von Kompositen wurden neben den bekannten Halogenlampen auch LED-Lampen und verwendet. Sie unterscheiden sich in der Lichterzeugung und der Intensität. Die Anzahl der Photonen, die auf eine spezifische Oberfläche

einwirken (Strahlenflussdichte (mW/cm²)), und die Wellenlängenverteilung sind Schlüsselfaktoren. Die Belichtungszeit, die man für eine ausreichende Polymerisation benötigt, setzt sich aus mehreren Faktoren zusammen:

a. der Lichtintensität der Lampe (mW/cm²),
b. der Farbe, Transluzenz und Struktur des Komposits (Füller),
c. der Art und Konzentration der Initiatoren.

4.2.2 Vorstellung der verschiedenen Gerätetypen

Bei der Versuchsdurchführung dieser Untersuchung wurden Lichtgeräte unterschiedlicher Bauart und verschiedener Hersteller herangezogen, die im Folgenden vorgestellt werden:

4.2.2.1 Halogen-Lampen

<u>Elipar Trilight 3M-ESPE</u>

-Lichterzeugung im Handteil
-Wellenlängenbereich 400–515 nm
-Intensität 300– 400 mW/cm²

Abb.2: *Elipar Trilight*

-3 Polymerisationsmethoden :
Standard: 0-24 s bei 450 mW/cm², 24-40 s 400 mW/cm².
Exponentiell: 0-18 s exp bis 400 mW/cm², 18-40 s 400 mW/cm².
Medium: 40 s bei 300 mW/cm².
-SerNr.: 9390089

Astralis 10 Vivadent

-Lichterzeugung im Handteil

-Wellenlängenbereich 400–510 nm

-Intensität 700–1200 mW/cm²

-4 Polymerisationsmethoden : Abb.3: *Astralis 10*

High Power: 10 s bei 1200 mW/cm² (1200 mW/cm² nach 4 s erreicht).

Pulse: 0-10 s exp bis 700 mW/cm², 10-20 s alle 2 s für 2 s Intensitätswechsel (Lichtblitze) zw. 1200 mW/cm² und 700 mW/cm².

Ecs: 30 s bei 1200 mW/cm² (1200 mW/cm² nach 4 s erreicht).

Adh: 20 s bei 700 mW/cm².

-SerNr.: 013336

4.2.2.2 LED-Lampen

Elipar Freelight 1 3M-Espe

-Lichterzeugung im Handteil

-Wellenlängenbereich 440 – 490 nm

-Intensität 400 mW/cm²

-2 Polymerisationsmethoden : Abb.4: *Elipar Freelight 1*

Standard: 40 s bei 400 mW/cm².

Exponentiell: 0-40 s exp bis 400 mW/cm².

-SerNr.: P 000021

GC e-light

Abb.5: *GC e-light*

-Lichterzeugung im Handteil

-Wellenlängenbereich 420 – 495 nm

-Intensität 300-750 mW/cm²

-12 Polymerisationsmethoden :

Fast Cure: 12 s bzw. 6 s bei 350 mW/cm².

Medium: 40 s bei 300 mW/cm².

Pulse 10.1: 0-2 s bei 750 mW/cm², 2-12 s, Lichtblitze in verschiedenen Intervallen aber nur 1 x pro Sekunde bei einer Intensität von 750 mW/cm².

Pulse 10.2: 0-4 s bei 750 mW/cm², 4-24 s, Lichtblitze in verschiedenen Intervallen aber nur 2 x pro Sekunde bei einer Intensität von 750 mW/cm².

Soft Cure A: 0-20 s exp bis 600 mW/cm², 20-40 s bei 600 mW/cm².

Soft Cure B: 0-20 s exp bis 300 mW/cm², 20-40 s bei 300 mW/cm².

Standard: 40 s bei 350 mW/cm².

Turbo: 20 s bei 600 mW/cm².

-SerNr.: 01-24-00273 G

-Code: G 609.003

Alle Polymerisationen wurden mit einer 5,5 mm Spitze durchgeführt.

Es sind nur die Polymerisationszeiten aufgeführt, mit denen auch gemessen wurde.

4.3 Prüfkörperbeschreibung

Die Probenhalter (Abb.6) wurden speziell aus Aluminium hergestellt, bestanden aus einem Vorderteil (4x4x2 mm) und einem runden Rückteil (6,5 mm) mit einer über 3 mm schräg zulaufenden Kerbe, die als Schraubenaufnahme zur Fixierung in dem beschriebenen Versuchsaufbau (siehe unten 4.6 u. 4.7) diente.

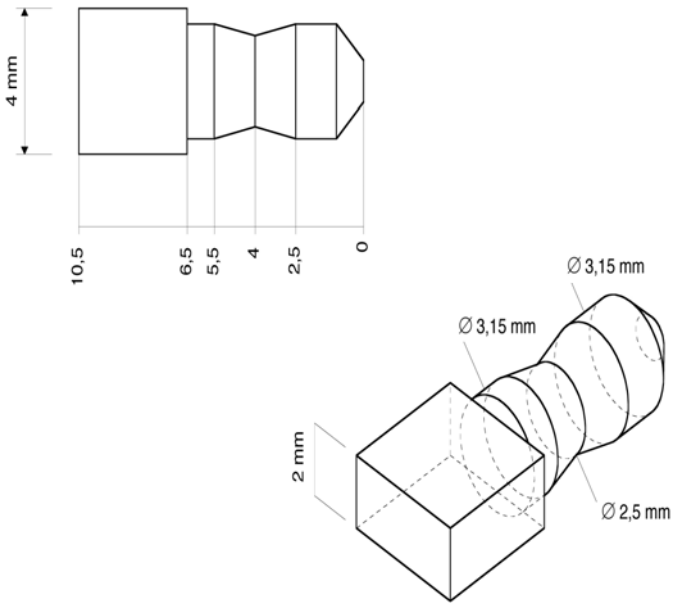


Abb.6: *Probenhalter*

4.4 Versuchsaufbau Stress-Strain-Analyzer SSA

Um die statischen und dynamischen Messungen von Kontraktionsspannungen und Polymerisationsschrumpfungen in Kompositen durchzuführen, wurde an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München von Dipl. Ing. Peter Dullin in Zusammenarbeit mit Prof. K. H. Kunzelmann ein Versuchsaufbau, der Stress-Strain-Analyzer (SSA), entwickelt (Abbildung 7).

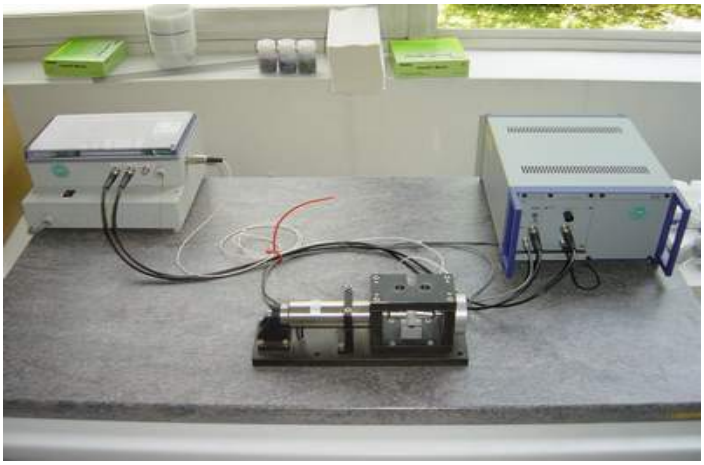


Abb.7: *SSA-Gerät und Messeinheiten.*

- Das linke Gehäuse beinhaltet die Signalkonditionierung von Temperatur-, Licht- und Kraftsensor, den Anschlussblock zur Datenerfassungskarte und Datenweiterleitung zum Rechner.
- Das rechte Gehäuse beinhaltet die Piezo-Ansteuerung, den Positionssensor, der ebenfalls über den Anschlussblock mit dem Rechner verbunden ist.
- Der Messrahmen mit der Messkammer ist in der Bildmitte zusehen. Links von der Messkammer befindet sich der Piezo-Translator, rechts der Kraftsensor.

Der Messrahmen - wie auch die Messkammer - wurden bei der Konstruktion überdimensioniert, um eine höhere Steifigkeit zu erzielen. Die Messkammer besteht aus einer Tischhalterung, die einen Licht und Temperatursensor enthält. Der Lichtsensor - eine Silizium-Photodiode - hat folgende Aufgaben:

- Anpassung der Lichtempfindlichkeit an die jeweiligen Lichtverhältnisse der Umgebung durch ein im linken Gehäuse befindliches Potentiometer,
- Starten der Messdatenaufzeichnung bei gleichzeitigem Start der Polymerisationslampen.

Der Temperatursensor - ein PT 100 - gibt die Umgebungstemperatur in der Messkammer an.
Zur Aufnahme der Probenhalter gehört ein aus Kunststoff bestehender Probenaufsatz, der in der Größe des Temperatursensors, zu dessen Aufnahme einen Schlitz enthält. Der so unter der Kompositprobe befindliche Licht- und Temperatursensor, die Lastmessdose und der Piezo-Translator sind mit einer entsprechenden Mess-Software verbunden. Eine Datenerfassungskarte setzt die analogen Ausgangssignale der einzelnen Sensoren in digitale Signalformen um, die vom Prozessrechner weiter verarbeitet werden können. Das Einschalten der

auf einer Stativhalterung fixierten Polymerisationslampe, welche so nahe wie möglich über der Probe angebracht ist, gibt über den Lichtsensor das Signal des Messbeginns, und auf dem Computerbildschirm werden ein Kraft-Zeit-, sowie ein Temperatur-Zeit-Diagramm angezeigt.

4.5 Durchführbare Messmethoden (SSA)

Nun kann mit diesem Versuchsaufbau die Polymerisationsschrumpfung anhand von drei Messmethoden gemessen werden:

- Bei der ersten Methode handelt es sich um eine dynamische mechanische Messung, bei der die Probe im Verlauf der Härtereaktion, einer sinusförmigen Deformation ausgesetzt ist.
- Bei der zweiten Methode handelt es sich um eine Messung ohne Kompensation der Lastmessdosen-Compliance. Dabei wird die lineare Veränderung der Ausgangsprobenlänge während des Polymerisationsvorganges mittels Lastmessdose gemessen. Der Messweg des Kraftsensors wird durch die Mess-Software in Newton umgerechnet.
- Bei der dritten Methode mit Kompensation der Lastmessdosen-Compliance wird die Ausgangsprobenlänge durch den Piezotranslator konstant gehalten.

In allen Fällen ist trotz fester Einspannung der Probenhalter ein freies Schrumpfen möglich.

4.5.1 Schematische Darstellung der Messmethodik (Dullin, München 1998) (Abbildung 8)

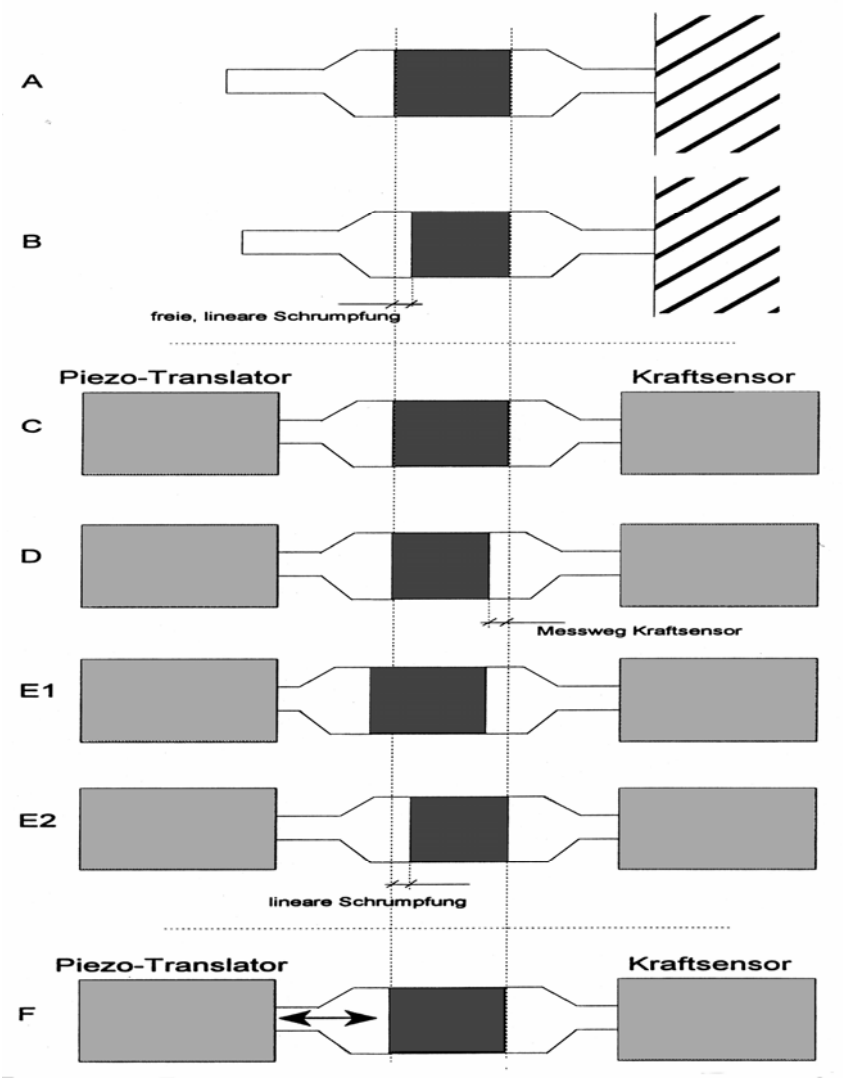


Abb. 8A *beschreibt die Ausgangssituation. Ein freies Schrumpfen ist möglich, da die Probe nur an einer Seite fixiert ist.*

Abb. 8B *beschreibt das Ergebnis nach der Polymerisation.*

Abb. 8C-F *beschreiben beide Probenhalter, die mit dem Piezo-Translator (links) und dem Kraftsensor (rechts) verbunden sind.*

Abb. 8 D *beschreibt die Situation nach der Polymerisation. Wie man sehen kann, erfolgt die Kraftmessung über den Messweg des Kraftsensors.*

Abb. 8E1 *beschreibt, wie mit Hilfe des Piezo-Translators und unter Kenntnis der Sensorkennlinie der Messweg kompensiert und die Probenlänge konstant gehalten wird.*

Abb. 8E2 *beschreibt, wie die Kraft durch Nachstellen in die Gegenrichtung, während der Polymerisation, auf Null gehalten wird.*

Abb. 8F *beschreibt das Verhalten der Probe während der dynamischen Messung.*

4.6 Vorbehandlung der Probenhalter

Die einander zugewandten Flächen beider Probenhalter (Abbildung 9) wurden zuerst mit einem Sandstrahler mit feiner Körnung vorbehandelt, um eventuelle Verunreinigungen der Oberfläche zu entfernen. Damit ein kraftschlüssiger Verbund mit dem Kompositmaterial erfolgen konnte, mussten die Probenhalter adhäsiv vorbehandelt werden.

Gemäß den Herstellerangaben nach dem Rocatec-Verfahren wurden sie silikatisiert (Rocatector, Espe, Seefeld), d.h. Silikatpartikel verankern und verbinden sich auf der Aluminiumoberfläche und bilden somit eine keramikartige Schicht. Die anschließende Silanisierung (Espe-Sil, Espe, Seefeld) ermöglichte nun einen Verbund der Silikatschicht mit dem zwischen beide Probenhalter einzubringenden Kompositmaterial. Um einen optimalen Verbund zu erzielen, wurde diese erst ca. 5 Minuten vor Versuchsbeginn aufgetragen.

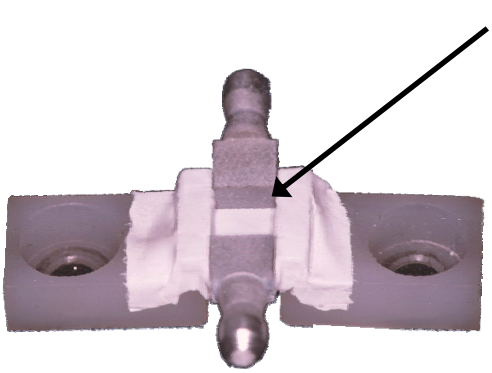


Abb.9: *Al-Probenhalter in geschlossenem. Formaufsatz auf einer Teflonunterlage.*

4.7 Praktisches Vorgehen beim Stress-Strain-Analyzer (Abbildung 10)

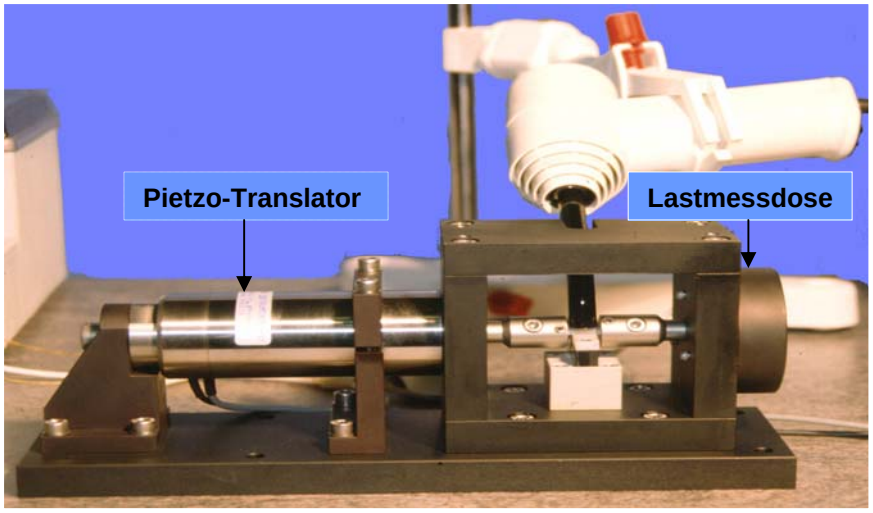


Abb.10: *SSA-Gerät mit Pietzo-Translator und Lastmessdose (P.Dullin, München).*

4.7.1 Isolierung des Formaufsatzes

Bevor der Kunststoff zwischen beide Probenhalter eingebracht werden kann, muss der geschlitzte Formaufsatz isoliert werden, um eine gleichmäßige Schrumpfung garantieren zu können. Dazu bringt man eine dünne Schicht Silikonpaste (Baysilone) mit einem Pinsel auf und belegt die betreffende Fläche mit einer Teflonfolie (Polytetrafluorethylenfolie).

4.7.2 Probenhalterfixation

Die Probenhalter werden nun in einem Abstand von 4 mm (Abbildung 10) gegenüberliegend im Formaufsatz angebracht und auf die Tischhalterung (Abbildung 11) aufgelegt, die mit einem eingebautem Lichtsensor und Temperatursensor versehen ist (Abbildung 12).

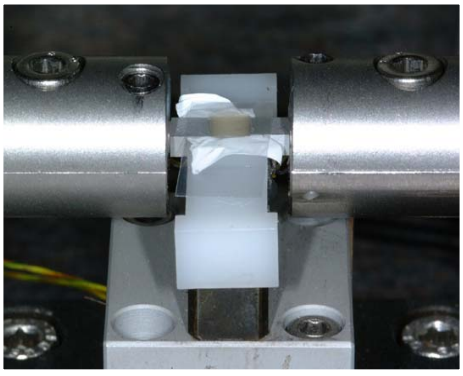
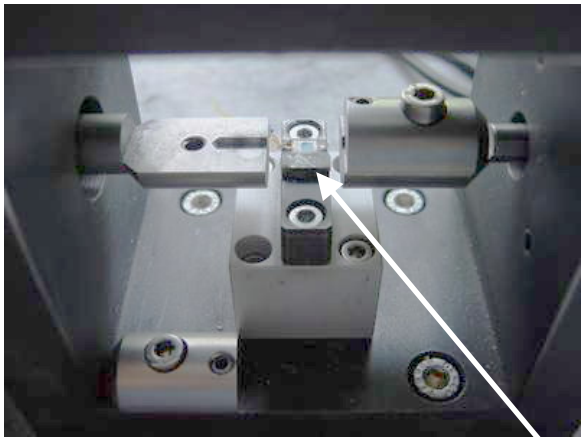


Abb.11: *Messkammer mit eingelegtem Formaufsatz und Probe auf Tischhalterung.*

Die Enden der Probenhalter liegen somit in der Vertiefung einer Platte und können mit einem dazu passenden Deckel, in den eine große Innensexkantschraube eingelassen ist, mit der Platte fest verschraubt werden.



Zusätzlich sind beide Probenhalter durch Zylinderstifte vor auftretenden Scherkräften gesichert (Abbildung 12). Der eine der Probenhalter ist auf diese Weise mit einer Lastmessdose (Kraftsensor) und der andere mit einem Piezo-Translator verbunden.

Abb.12: *Tischhalterung mit Licht- u.Temperatursensor.*

4.7.3 Applikation des Komposites

Die Applikation des Komposites (Tetric Ceram, Vivadent) zwischen die vorbehandelten Probenträger erfolgte einschichtig. Die Kompositoberfläche wurde zur Vermeidung von Lufteinschlüssen mit einer transparenten Matrizenfolie komprimiert. So war immer die durch die Probenhalter definierte Höhe der Proben gewährleistet. Bei der Belichtung mit den unterschiedlichen Polymerisationshandgeräten, wurde der Lichtleiter immer mit geringstem Abstand (ca. 1 mm) über der durchsichtigen Matrize platziert. Durch das Einschalten der Polymerisationslampen (Elipar Freelight (Espe), Elipar Trilight (Espe), Astralis 10 (Vivadent), GC e-light (DEME)) wurde der Messbeginn gestartet. Die Messdauer betrug insgesammt 460 s, wobei nach 300 s erneut für 40 s (Elipar Trilight Standard) belichtet wurde. Damit die genaue Lichtintensität gewährleistet war, wurden sämtliche Lampen regelmäßig mit einem Curing Radiometer (Modell 100 Serail No.104931 von Demetron USA) kontrolliert.

4.7.4 Kalibrierungsmessung (Dullin, München 1998)

Um die Kraft-Weg-Kennlinie sowie die Compliance dieses Versuchaufbaues zu kennen und somit später Messwerte vergleichen zu können, muss eine Kalibrierungsmessung mit einem Kalibriergegenstand (Aluminium oder Stahl) vorgenommen werden. Anstelle des Probenhalters wird dieser Gegenstand in der Messkammer verschraubt. Zuvor wird der Stellweg des Piezo-Translators von 40 µ auf 80 µ, durch ein Drehen des Potentiometerdrehknopfes nach rechts vergrößert. Nach der Verschraubung wird der Potentiometerdrehknopf nach links gedreht, bis der Stellweg 0 µ beträgt oder eine Kraft von 100 N überschreitet.

Aus den errechneten Geraden lässt sich die Steigung $K = \frac{\Delta Kraft}{\Delta Weg}$ ablesen.

Um den Messweg aller Komponenten des Messrahmens zu berechnen und Miteinbeziehen zu können, liegt folgender Modellansatz zugrunde:

ΔL_M bezeichnet die Nachgiebigkeit des Messrahmens

$$\Delta L_M = \Delta L - \Delta L_{kal}$$

ΔL beschreibt die Längenänderung des Gesamtsystems (lässt sich unter Annahme einer Kraft aus der Kennlinie bestimmen);

ΔL_{kal} beschreibt die Längenänderung des Kalibrierstückes (lässt sich über den bekannten Elastizitätsmodul von z. B. Stahl berechnen);

ΔL_{St} beschreibt die Längenänderung des Stahlstückes;

$$\Delta L_{St} = \frac{F \times L_0}{E \times S_0}$$

F beschreibt die Zugkraft;

L_0 beschreibt die Anfangsmesslänge;

E beschreibt den Elastizitätsmodul;

S_0 beschreibt den Querschnitt.

Da der Durchmesser des Kalibriergegenstandes nicht immer gleich ist, müssen die Längenänderungen der einzelnen Querschnittanteile ermittelt werden, um die Gesamtlängenänderung zu erfahren.

$$\Delta L_{St} \approx \Delta L_1 + \Delta L_2 = \frac{F}{E} \times \left(\frac{L_1}{S_1} + 2\frac{L_2}{S_2} \right) = \frac{50N}{210GPa} \times \left(\frac{12mm}{2^2 mm^2 \pi} + \frac{2 \times 2{,}5mm}{1{,}5^2 mm^2} \right) = 0{,}395\mu m$$

$\Delta L_1,\ \Delta L_2$ bezeichnen die Längenänderung der jeweiligen Ersatzmesslängen.

$S_1\ ,\ S_2$ bezeichnen die unterschiedlichen Querschnitte des Kalibrierstückes.

Die Kennlinie aus Stahl wird mit folgender Formel ermittelt:

$$\Delta L = \frac{F}{K} = \frac{50N}{15{,}2\frac{N}{\mu m}} = 3{,}597\mu m$$

Somit lässt sich aus nachstehendem Ansatz schließen, dass bei einer Kraft von 50 N alle Komponenten des Messrahmens einschließlich des Kraftsensors einen Messweg von 3,20 µm erzeugen. Zurückgerechnet auf 1 N ergibt sich ein Korrekturfaktor von 640 nm/N.

$$\Delta L_M = \Delta L - \Delta_{St} = 3{,}597\mu m - 0{,}395\mu m = 3{,}20\mu m$$

4.8 Härteprüfung nach Vickers

4.8.1 Prüfkörperbeschreibung

Zur Herstellung der Proben wurde eine runde Kunststoffschablone mit einem Durchmesser von 2.1 cm und einer Tiefe von 2 mm genommen, welche in der Mitte eine runde Aussparung mit einem Durchmesser von 9 mm besaß (Abbildung 13).

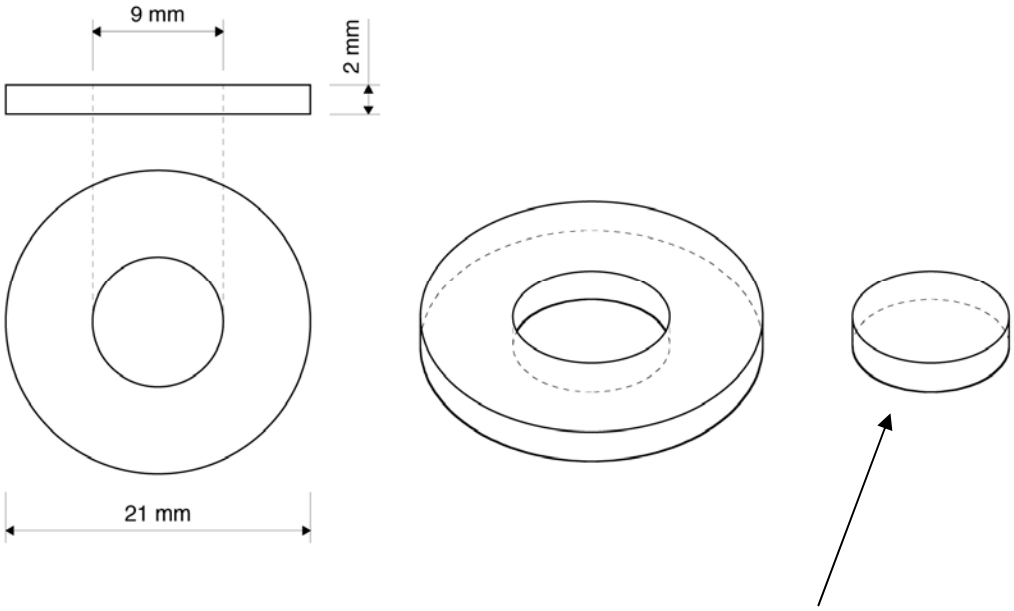


Abb.13: *Darstellung d. Kunststoffschablone u. einer Probe (rechts).*

4.8.2 Ziel und Aufbau der Härteprüfmaschine

Ziel der Härteprüfung nach Vickers ist es, die Polymerisationsgüte der unterschiedlich polymerisierten Kompositproben beurteilen zu können. Dazu wurde die Härteprüfmaschine (Fischerscope H100C) der Firma Fischer herangezogen (Abbildung 14), deren Messsystem die Universalhärtenmessung gemäß DIN 50359, Entwurf DIN 55676 und Technical Report ISO TR 14577 ermöglicht. Zusätzlich können folgende Informationen registriert werden:

Elastizitätsmodul, Kriechen, plastische Härte, plastische Universalhärte und der Anteil der plastischen und elastischen Verformung.

Abb.14: *Vickershärteprüfgerät, Fischerscope H100C, Fa. Fischer GmbH, Sindelfingen.*

Auf der linken Bildseite ist der Rechner mit der Datenaufzeichnung zu sehen. Mit dem schwarzen kleineren Gehäuse in der Bildmitte wird das Messgerät mit Strom versorgt. Die rechte Bildhälfte stellt das Messgerät dar, welches auf einer schweren Granitplatte, die mit Füßchen versehen ist, steht. So werden Schwingungen und Erschütterungen der Umgebung, welche die Messungen negativ beeinflussen können, ausgeschaltet. Das Gerät selbst besteht aus einem Lichtmikroskop mit aufgesetzter Videokamera, die das Bild der Oberfläche der Probe auf den Bildschirm des Rechners überträgt. Unter dem Lichtmikroskop befindet sich ein Objektträgertisch (Abbildung 15), der die fixierte Probe anhand der zuvor festgelegten Messpunkte exakt unter den Eindringkörper bewegt.

Abb.15: *Objektträgertisch rot markiert*

Links neben dem Lichtmikroskop befindet sich ein kleiner Kasten, auf dem ein Prüfkraftanzeiger montiert ist (Abbildung 16). Dieser Kasten beinhaltet den Senkmechanismus mit dem Eindringkörper aus Diamant.

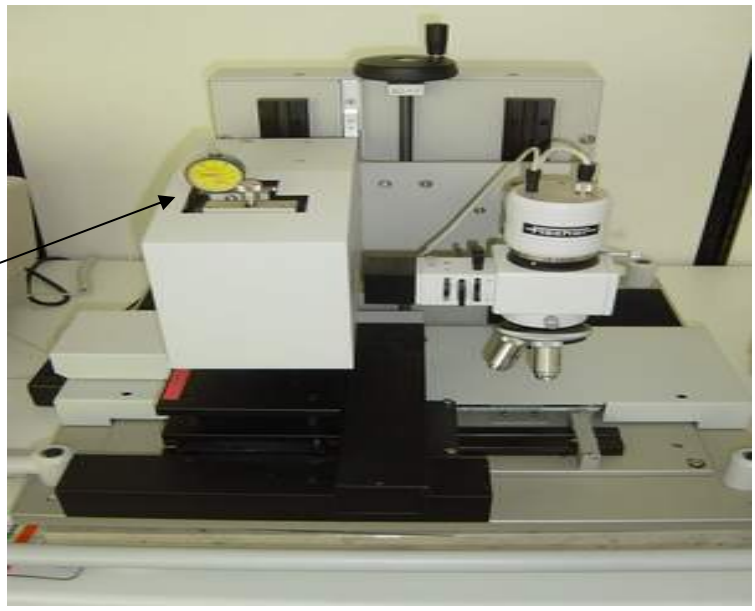


Abb.16: *Senkmechanismus und Prüfkaftanzeiger.*

4.8.3 Messmethodik

Der Eindringkörper besteht aus einer geraden Pyramide mit quadratischer Grundfläche und einem Winkel α = 136°, welcher in die Oberfläche der Probe mit einer gleichmäßigen Steigerung der Prüfkraft zwischen 0 mN und 500 mN eingedrückt wird.

Anhand der bekannten Geometrie der Vickerspyramide kann aus der Eindringtiefe h, welche bei jeder Messung - wie auch die Prüfkraft F bei Prüfkraftzunahme und Rücknahme über die Messsoftware - festgehalten wird, der Universalhärtewert nach folgender Formel ermittelt werden:

$$HU = F/A$$

HU beschreibt den Universalhärtegrad;

F beschreibt die Prüfkraft;

A beschreibt die Oberfläche des Eindrucks.

Wie bereits zuvor erwähnt, kann das E-Modul der Probe mit dem elastischen Eindringmodulus Y_{HU} verglichen werden. Man erhält diesen Wert aus der Steigung der Tangente an die Entlastungskurve bei $F = F_{max.}$

Weiter kann die bei konstanter Prüfkraft veränderliche Eindringtiefe in Abhängigkeit von der Haltezeit der Prüfkraft gemessen werden, was man als so genanntes „Kriechen“ bezeichnet. Die mechanische Arbeit W_{total}, welche beim Eindringen der Vickerspyramide angewendet wird, wird nur teilweise als plastische Deformationsarbeit $W_{plastisch}$ verbraucht. Der Rest wird bei Rücknahme der Prüfkraft als Arbeit der elastischen Rückverformung $W_{elastisch}$ wieder freigesetzt. Aus der gemessenen Abhängigkeit der Prüfkraft (F) und Eindringtiefe (h) und entsprechender Definition der mechanischen Arbeit $W = \int F dh$ wird der plastische und elastische Anteil der Eindringarbeit berechnet. So können Ergebnisse der Vickershärteprüfung mit der Universalhärte exakt verglichen und umgerechnet werden.

4.8.4 Probenherstellung

Die Applikation des aus der gleichen Charge stammenden Komposits in die beschriebene Aussparung erfolgte einschichtig mit einem Planstopfer. An der Ober- wie auch an der Unterfläche wurde das Komposit mit einer transparenten Matrizenfolie komprimiert, um Lufteinschlüsse zu vermeiden und dieselbe Höhe der Probe mit der Schablone garantieren zu können. Nun wurde die Probe je nach Art der Lichtkonzepte der einzelnen Polymerisationslampen polymerisiert, sofort danach aus der Form genommen sowie mit einem Edding am Rande gekennzeichnet, damit im folgendem Ablauf Ober- wie auch Unterseite klar unterschieden werden konnten. Damit die genaue Lichtintensität gewährleistet war, wurden sämtliche Lampen regelmäßig mit einem Curing Radiometer (Modell 100 Serail No.104931 von Demetron) kontrolliert. Die Lichtleiter der

Lampen wurden immer mit geringstem Abstand (1 mm) über dem durchsichtigen Matrizenstreifen platziert. Um für die folgenden Härtemessungen eine hohe Oberflächengüte zu bekommen, wurden die Materialproben unter ständiger Kühlung mit destilliertem Wasser, auf beiden Seiten mit Schleifpapier (Leco USA) in absteigender Körnung 800-1200 grit (800 – 1200 Teilchen pro cm^2) plangeschliffen. Mit einer Diamantensschleifsuspension (Struers Spron Denmark), die eine Körnung von 1 µm hatte, wurden die Proben poliert. Um eine saubere, unverschmutzte Oberfläche zu bekommen, wurden beide Seiten abschließend mit einem alkoholischen Infektionsmittel (Bacillol) gereinigt.

4.8.5 Praktisches Vorgehen bei der Härtemessung

Die vorbereitete Materialprobe wurde dann sofort im Härteprüfgerät (Fischerscope H100C, Fa. Fischer GmbH in Sindelfingen) an der Ober- und der Unterseite auf den Härtegrad (Vickers) geprüft, um die Polymerisationsgüte beurteilen zu können.

Um das Durchhärteverhalten an der Oberseite wie auch auf der Unterseite, also in 2 mm Tiefe, bestimmen zu können, wurden - nachdem die Materialprobe auf dem Objektträger des Lichtmikroskops aufgebracht war - mittels einer Videokamera auf dem Mikroskop fünf Referenzpunkte festgelegt.

Um Probleme - wie ungenaue Messungen durch eine zu grobe Oberfläche - mit dem Prüfkörper zu vermeiden, wurden diese Punkte nach der auf dem Computerbildschirm sichtbaren Oberflächengüte ausgewählt und die Positionsparameter gespeichert. Nach Festlegung dieser Punkte fuhr der Objektträger - durch den angeschlossenen Rechner gesteuert - mit der Materialprobe unter die Prüfpyramide (Abbildung 17), welche sich an den vorher bestimmten Punkt vertikal senkt und mit der im Vorfeld definierten Kraft von 500.000 p in einer Zeit von 20 s eine Impression in der Oberfläche der

Probe erzeugt. Jedes Messergebnis wurde nun im Computer gespeichert, um es später auswerten zu können. Um die Ergebnisse der fünf Impressionen auf der Unterseite der Probe zu messen, wurde der Objektträger unter das Lichtmikroskop zurück gefahren, die Probe mit einer Pinzette umgedreht, und es wurden - wie bereits oben beschrieben - fünf weitere Punkte festgelegt und gemessen. Als Zyklus wurden fünf Punkte je Oberfläche einer Probe und fünf Proben (n = 5) je Lichtprogramm einer Polymerisationslampe verlangt, um die unterschiedliche Tiefendurchhärtung bei Tetric Ceram (Vivadent) mit verschiedenen Polymerisations - konzepten herauszufinden. Somit kam es zu 900 Einzelmessungen.

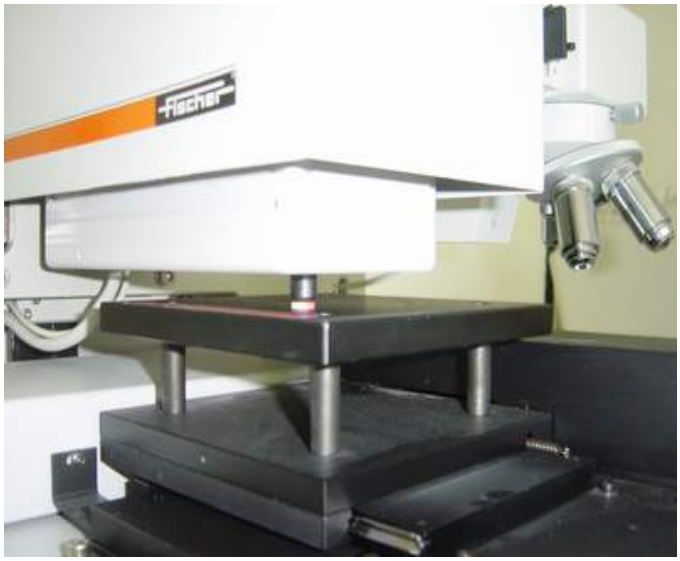


Abb. 17: *Messtisch mit Kompositprobe unter Messzylinder.*

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der statischen Kontraktionsspannung

Die Ergebnisse der Messungen mit dem Stress-Strain-Analyzer werden im Folgenden vorgestellt. Insgesamt kam es zu 132 Messungen. Eine statistische Auswertung der Ergebnisse wurde mit dem Softwareprogramm SPSS for Windows Version 12.0 (SPSS Inc. Chicago, Il, USA) durchgeführt.

Eine Varianzanalyse mit den Einflußfaktoren Polymerisationsdauer, Kraft (Spannung), Gelphase, Polymerisationsgerät und der Durchhärtungstiefe wurde auf einem Signifikanzniveau von 5 % ausgeführt. Das heißt, ein p-Wert kleiner oder gleich 0,05 wurde als signifikantes Ergebnis angesehen.

Die Abbildung 18 zeigt den zeitlichen Kurvenverlauf der Kraft in einem statischen Polymerisationsschrumpfverfahren über 300 s ohne Kompensation. Dargestellt sind die Mittelwerte von jeweils 10 Messungen der Halogen-Lampe Elipar Trilight (3M-Espe) und der LED-Lampe Elipar Freelight (3M-Espe).

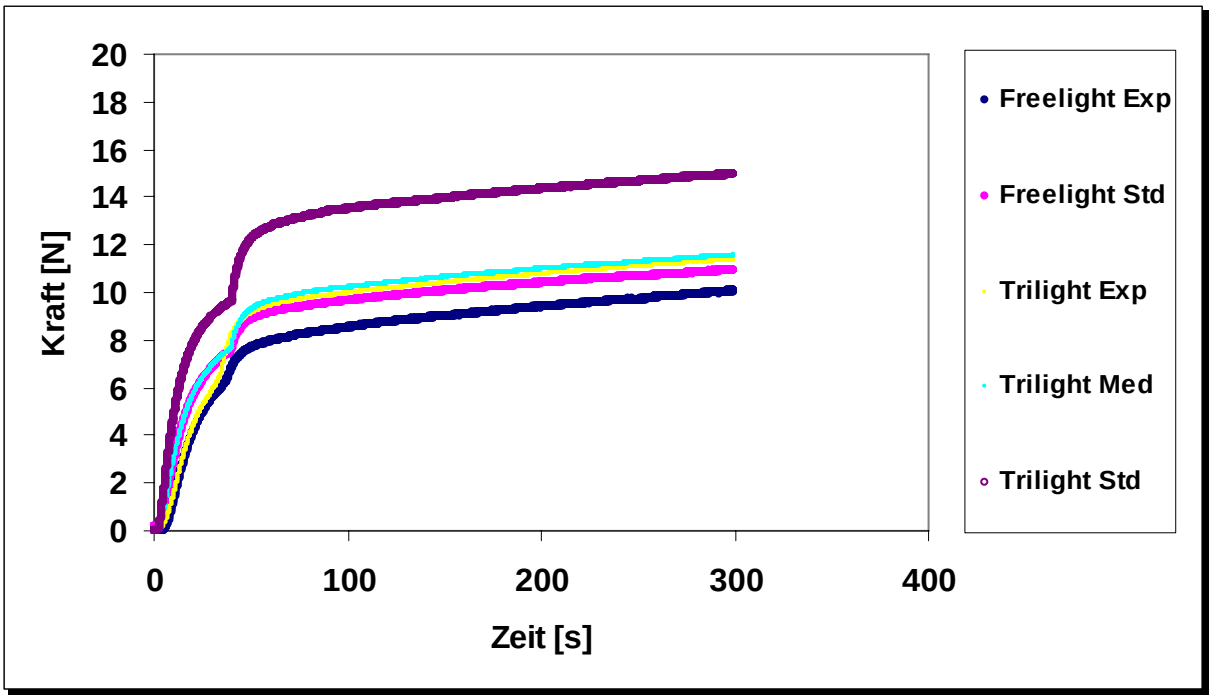


Abb.18: *Polymerisationskraft als Funktion der Zeit der Lampen Elipar Trilight und Freelight der Fa. 3M-Espe*

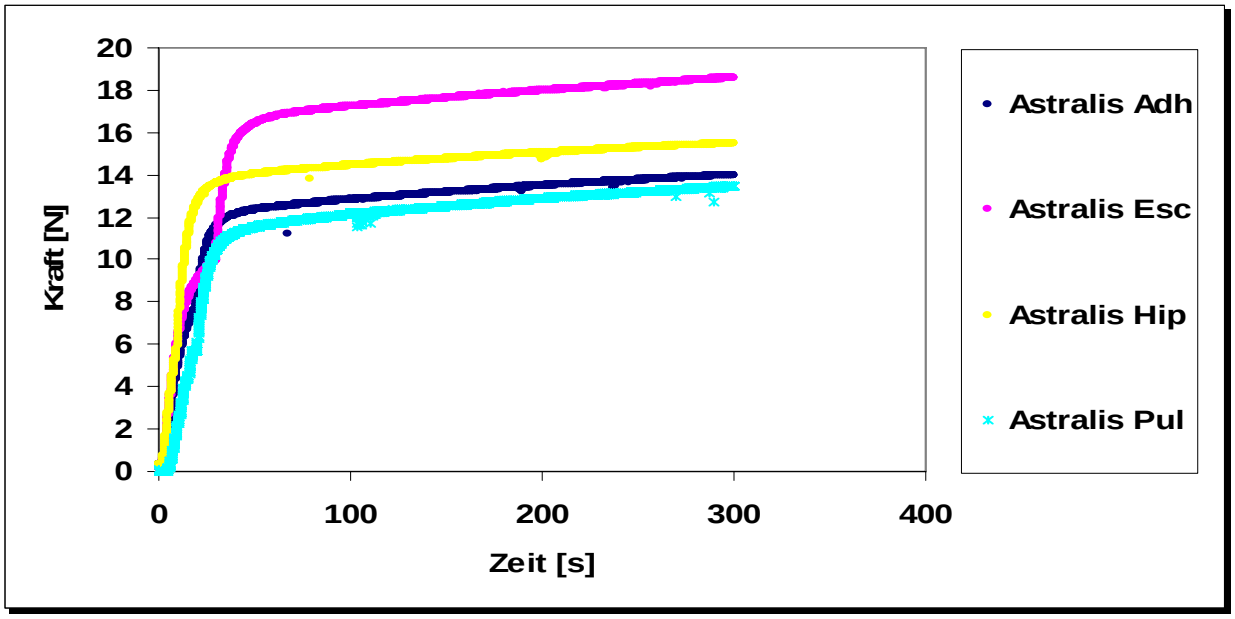


Abb.19: *Polymerisationskraft als Funktion der Zeit der Lampe Astralis 10 der Fa. Vivadent*

Die Abbildungen 19 und 20 beschreiben die Ergebnisse des zeitlichen Kurvenverlaufes der Kraft in einem statischen Polymerisationsschrumpfverfahren über 300 s ohne Kompensation. Dargestellt sind die Mittelwerte von jeweils 8-10 Messungen der Halogenlampe Astralis 10 (Vivadent) und der LED-Lampe GC e-light (DMDS).

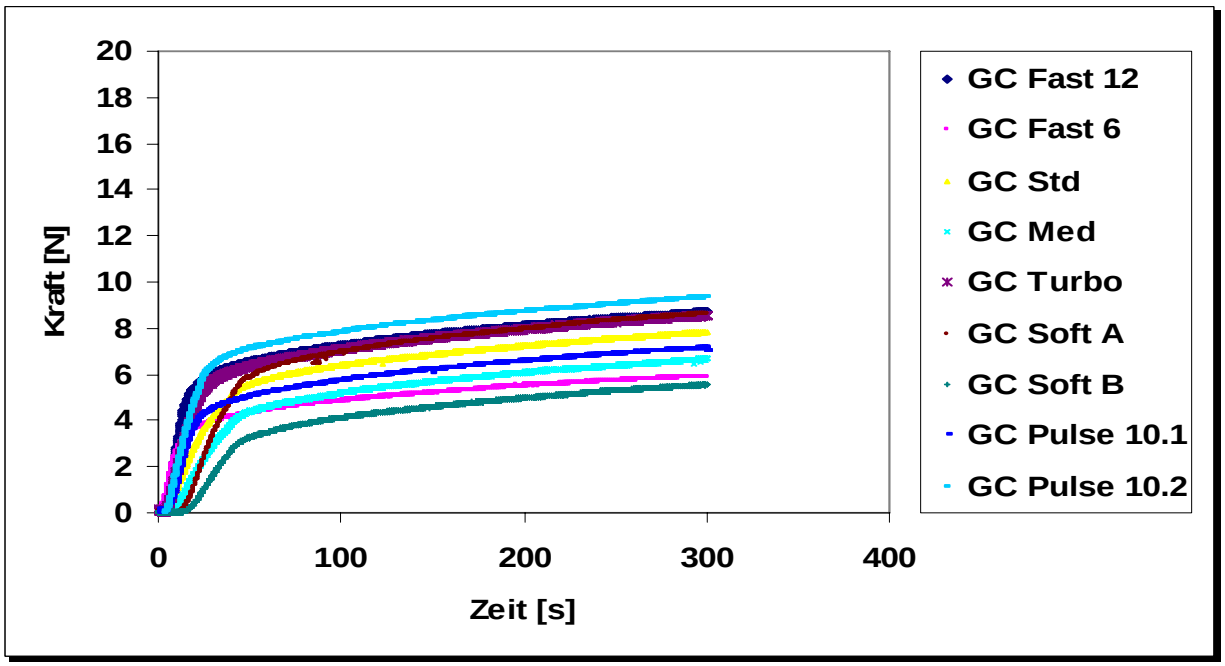


Abb.20: *Polymerisationskraft als Funktion der Zeit der Lampe GC Apollo E-Light der Fa. DMDS.*

Abbildung 21 stellt den Polymerisationskurvenverlauf über 460 s da. Mit der GC e-light der Fa. DMDS wurde 300 s belichtet, wobei anschließend nochmals für 40 s nachbelichtet wurde. Diese Belichtung erfolgte mit dem Standartlichtprogramm der Halogenlampe Elipar Trilight der Fa. 3M-Espe bei einer Intensität von 400 mW/cm².

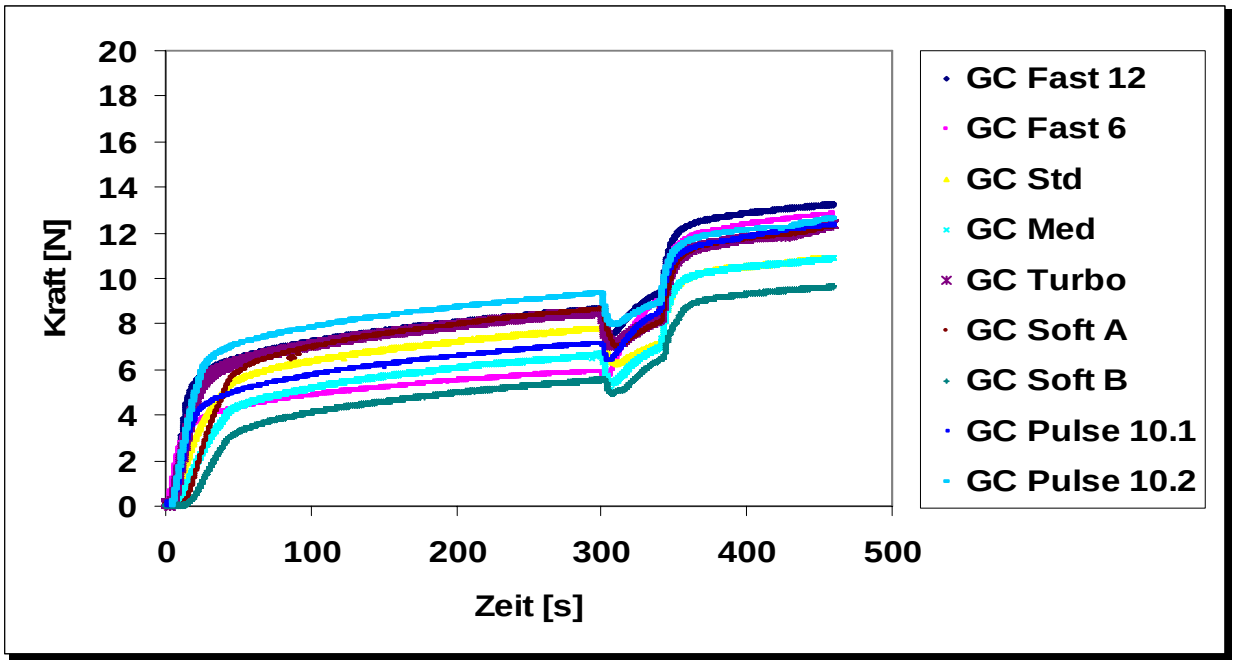


Abb.21: *Polymerisationskraft als Funktion der Zeit der GC e-light der Fa. DMDS nach erneuter Belichtung.*

Es ist erkennbar (Abbildung 21), dass alle Programme nach erneuter Belichtung eine höhere Kraft, also eine größere Polymerisationsschrumpfspannung erfahren haben. Ausgewertet wurde jeweils die Kraft in Funktion zur Zeit. Die durchschnittliche statische Polymerisationsschrumpfspannung (Kontraktionsspannung) ergibt sich als Quotient aus der ermittelten Kraft und dem Querschnitt des Prüfkörpers. Sie wird in MPa sowie in Tabelle 2 mit der Intensität und Art der Lampen tabellarisch angegeben.

Lampenart	Lampe	Programm	Intensität mW/cm²	F 300s [N]	Spannung [MPa]	F 460s [N]	Spannung [MPa]
LED	**Elipar FreeLight 3M-Espe** Seriennr.:P000021	Exp Std	400 400	10 10.9	1.25 1.36		
Halogen	**Elipar Trilight 3M-Espe** Seriennr.:9390092	Exp Med Std	400 300 450	11,3 11,5 14,9	1.41 1.44 1.86		
Halogen	**Astralis 10 Vivadent** Seriennr.:013336	Adh Esc Hip Pul	700 1200 1200 1200	14 18,6 15,5 13,5	1.75 2.32 1.93 1.69		
LED	**GC e-light DMDS** Seriennr.:01-24-00273G	Fast 12s Fast 6s Std Med Turbo Soft A Soft B Pulse 10.1 Pulse 10.2	350 350 350 300 600 600 300 750 750	8,7 5,9 7,8 6,7 8,6 8,6 5,6 7,1 9,3	1.09 0.74 0.98 0.84 1.08 1.08 0.70 0.89 1.16	13,3 12,8 10,9 10,9 12,4 12,3 9,7 12,3 12,6	1.66 1.6 1.36 1.36 1.55 1.54 1.21 1.54 1.58

Tabelle 2: *Polymerisationskonzepte und deren Durchschnittskräfte bei 300 s bzw. 460 s*

Abbildung 22 beschreibt in aufsteigender Reihenfolge die Spannungsmittelwerte der diversen Belichtungskonzepte.

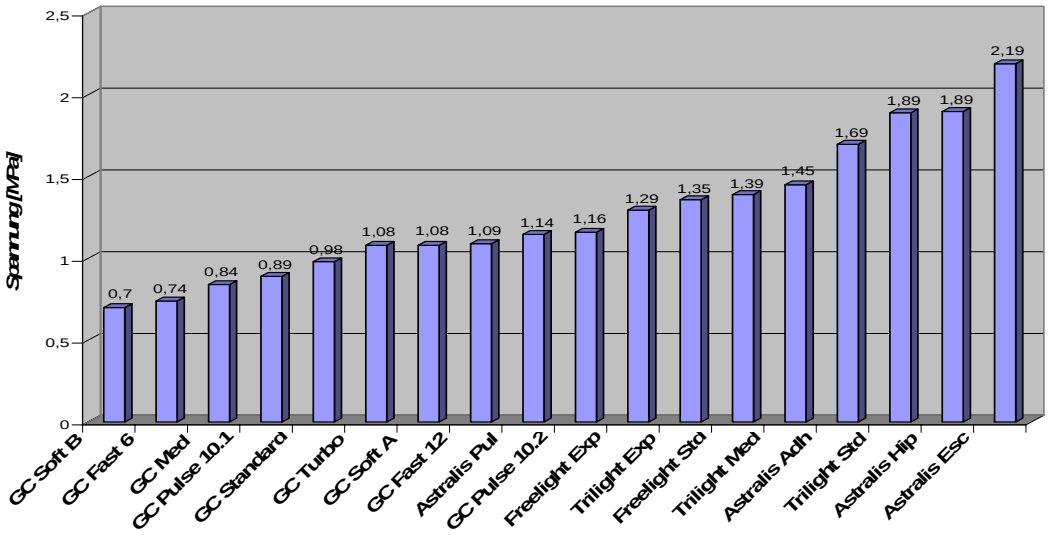
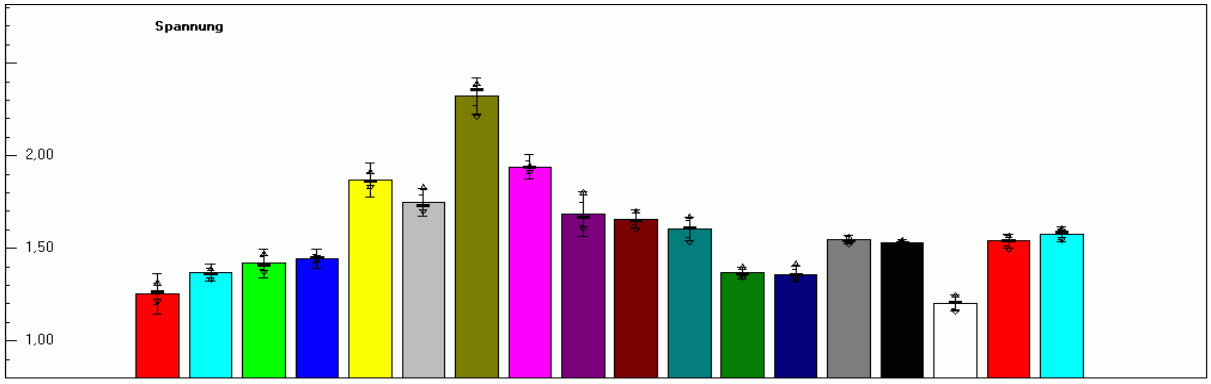


Abb.22: *Polymerisationspannung als Funktion der Belichtungskonzepte*

Den höchsten Mittelwert der Polymerisationschrumpfung hat mit 2,32 MPa die Belichtung mit dem Esc-Modus der Astralis 10, gefolgt von dem Hip-Modus mit 1,90 MPa, während die Lampen GC-Soft B (0,70 MPa) GC-Fast 6 (0,74 MPa) die geringsten Spannungen aufgewiesen haben.

Bei der Varianzanalyse wurde zur Überprüfung der Unterschiede der getesteten Programme der LSD-Test herangezogen. Der LSD-Test (ein sog. Post-Hoc-Test auf Kontraste) teilt alle Gruppen in gewisse Gruppen-Klassen (Cluster) ein (z.B. A oder B oder C) deren Mitglieder sich untereinander auf dem 5%-Niveau nicht voneinander trennen lassen. Die Unterschiede der Belichtungskonzepte (Abbildung 23) sind nicht alle signifikant, so bilden diese sieben homogene Untergruppen. Das Polymerisationskonzept Esc (astra_2) mit 2,32 MPA der



X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	16	16	20	20	20	16	16	16	16	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Mean	1,255	1,367	1,420	1,443	1,868	1,750	2,323	1,939	1,686	1,659	1,605	1,366	1,358	1,546	1,533	1,204	1,541	1,578
StdDev	0,111	0,047	0,078	0,053	0,091	0,076	0,096	0,065	0,119	0,048	0,063	0,030	0,043	0,023	0,014	0,045	0,038	0,039
Median	1,265	1,365	1,411	1,447	1,863	1,734	2,356	1,938	1,668	1,652	1,610	1,364	1,356	1,542	1,530	1,211	1,541	1,586
Gauss (=1)	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
LSD-Class	[A	BC	CD	D	J	I	L	K	H	GH	FG	BC	B	E	E	A	E	EF]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.23: *Darstellung der Spannungen der 18 Lichtkonzepte*

Astralis 10 unterscheidet sich signifikant von allen anderen Konzepten. Folgend unterscheiden sich das Hip (astra_3) Konzept der Astralis 10 mit 1,93 MPa, wie

auch das Standard (tri_3) Konzept der Freelight mit 1,86 MPA signifikant voneinander. Die vierte Untergruppe bildet das Adh (astra_1) Konzept der Astralis 10 mit 1,75 MPa, gefolgt von einer Untergruppe aus dem Pul (astra_4) Konzept mit 1,68 MPA, dem Fast 12 (GC_1) Konzept mit 1,65 MPA, dem Fast 6 (GC_2) Konzept mit 1,605 MPa, dem Pulse 10.1 (GC_9) Konzept mit 1,57 MPa, den Lichtkonzepten GC_5,6,8, die sich nicht signifikant voneinander unterscheiden, sich aber signifikant unterscheiden können. Die sechste Untergruppe besteht aus dem Medium (tri_2) Konzept mit 1,44 MPa, dem Exponential (tri_1) Konzept mit 1,42 MPa, dem Standard (free_2) Konzept mit 1,36 MPa und dem Standard (GC_3) Konzept mit 1,36 MPa. Signifikant unterscheiden sich das Exponential (free_1) Konzept der Freelight mit 1,25 MPa und das Soft B (GC_7) Konzept der GC e-light mit 1,20 MPa von allen anderen Konzepten, aber nicht untereinander.

5.2 Ergebnisse über das Fließverhalten des Komposits unter verschiedenen Belichtungskonzepten

Die Abbildung 24 stellt die Gelphase, also die Zeit, in der es im Komposit

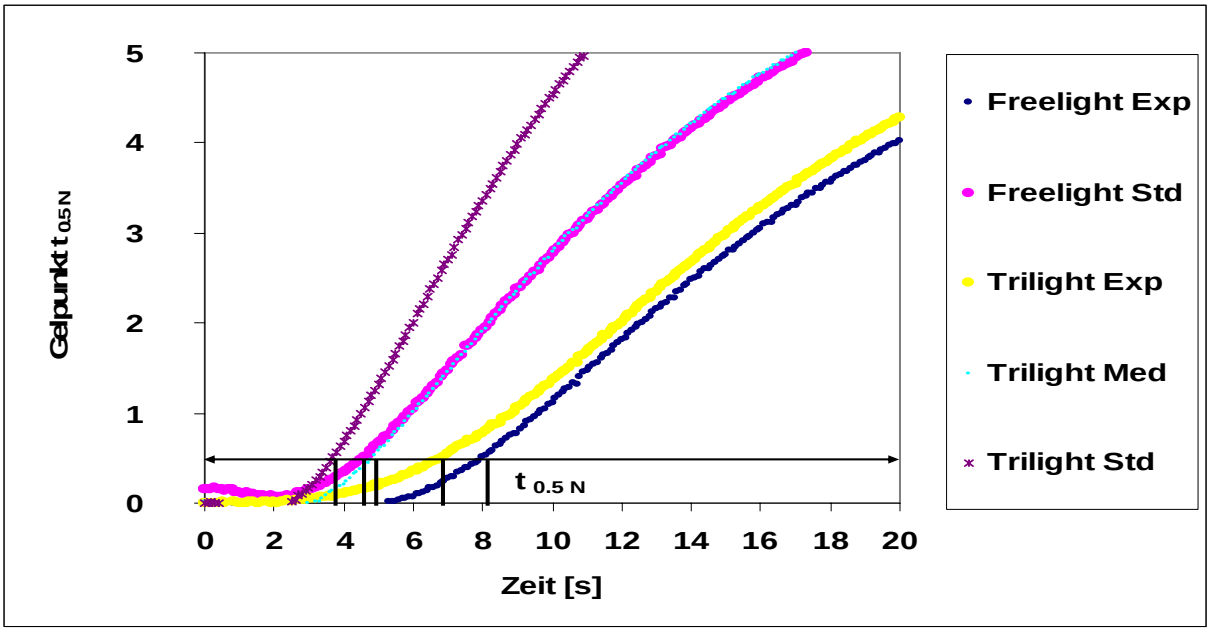


Abb.24: *Darstellung der Reaktionsgeschwindigkeit und das Erreichen des Gelpunktes*

noch zu einem Spannungsausgleich kommen kann, bis zum Erreichen des Gelpunktes unter den verschiedenen Belichtungskonzepten der Elipar Freelight und Trilight dar. Es fällt auf, dass es bei geringerer Lichtintensität im exponentiellen Modus beider Lampen zu einer verlängerten Zeit bis zum Erreichen des Gelpunktes und damit zu geringeren inneren Spannungen kommt.
In Abbildung 25 wird die Gelphase der verschiedenen Konzepte der Astralis 10 wiedergegeben. Auffallend ist der Pul-Mode, bei dem der Gelpunkt sehr spät erreicht wird.

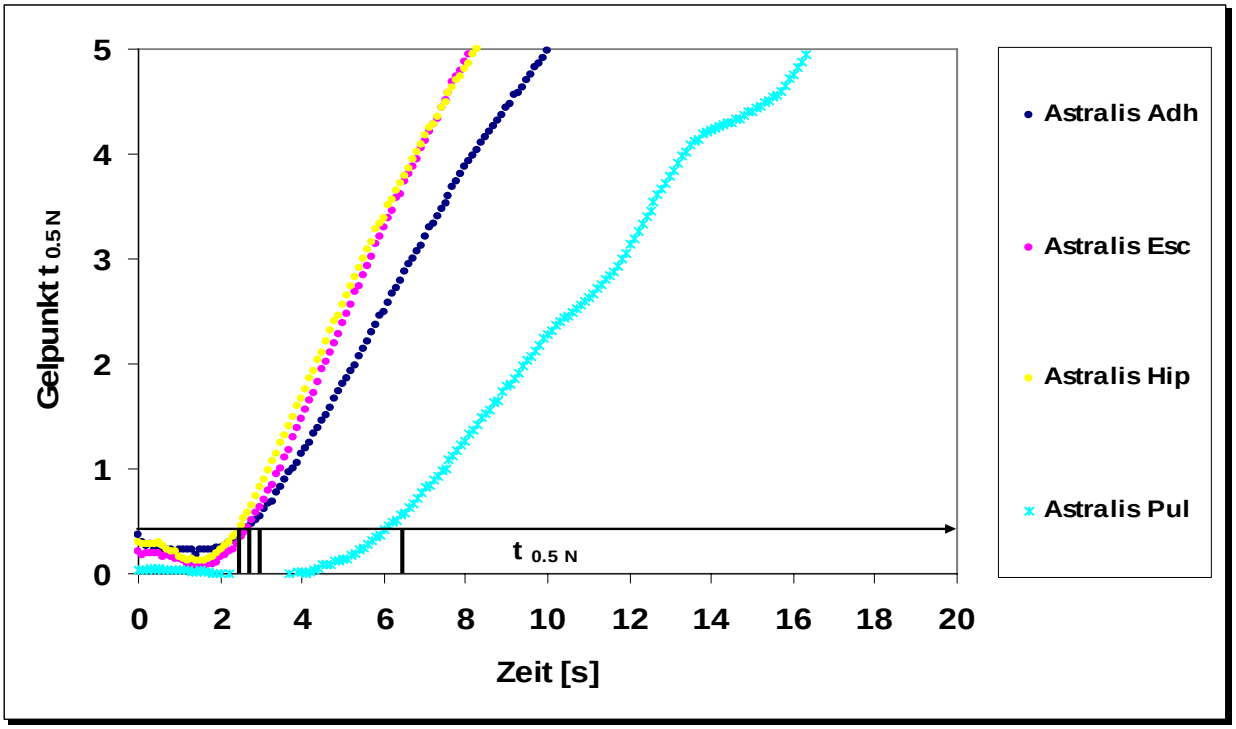


Abb.25: *Darstellung der Reaktionsgeschwindigkeit und das Erreichen des Gelpunktes*

Abbildung 26 beschreibt die Gelphase der verschiedenen Polymerisationskonzepte der GC e-light. Auffallend ist die lange Zeit bis der Gelpunkt bei beiden Soft Belichtungskonzepten erreicht wird.

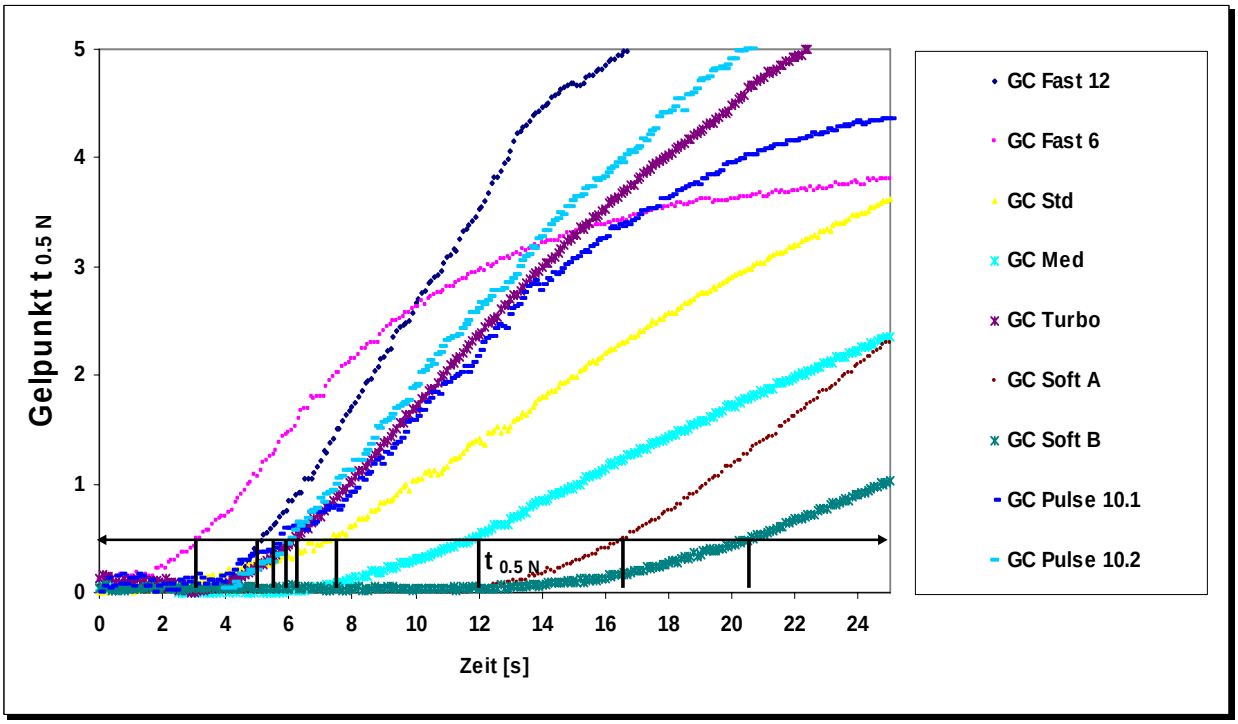


Abb.26: *Darstellung der Reaktionsgeschwindigkeit und das Erreichen des Gelpunktes*

Wie aus Abbildung 27 zu entnehmen ist – sie zeigt die aufsteigenden Werte aller Belichtungskonzepte - haben mit 20,54 s bzw. 16,70 s die Soft Programme der GC e-light die höchsten Mittelwerte, während die Lampen

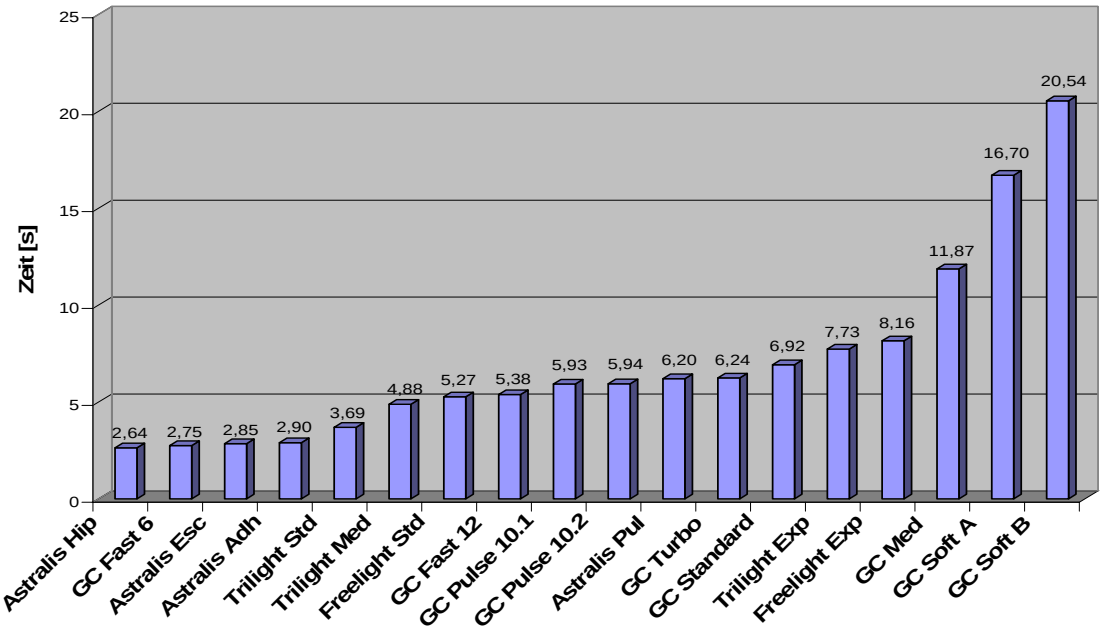
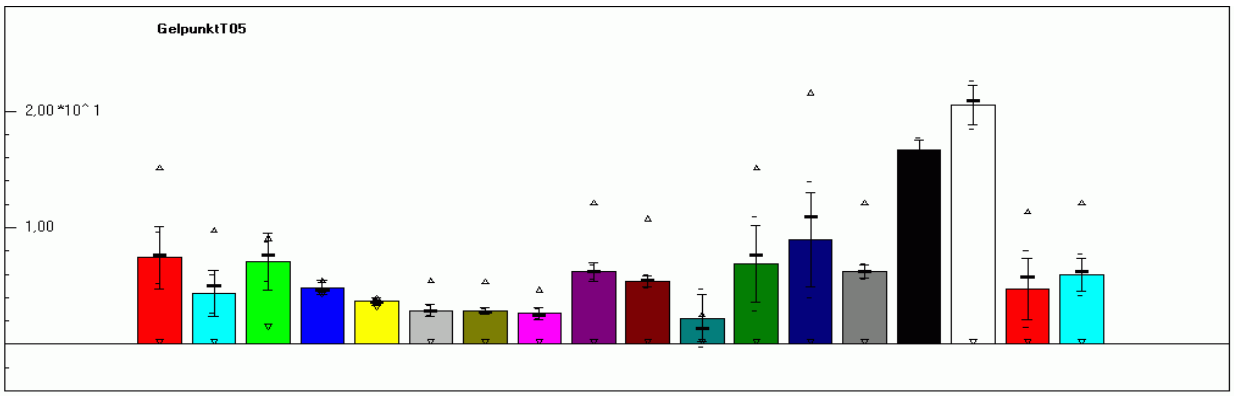


Abb.27: *Reaktionsgeschwindigkeit als Funktion des Belichtungskonzeptes*

Astralis 10 Hip (2,64 s) und GC-Fast 6 (2.75 s) die schnellste Reaktionsgeschwindigkeit und somit ein sehr schnelles Erreichen des Gelpunktes vorweisen.

Bei der Varianzanalyse (Abbildung 28) wurde zur Überprüfung der unterschiedlichen Gelphasen der getesteten Programme der schon beschriebene LSD-Test (ein Post-Hoc-Test auf Kontraste) herangezogen. Entsprechend dem orientierenden Charakter der Untersuchung wurde das Signifikanz-Niveau auch hier auf a=0.05 festgesetzt. Das Ergebnis ergab fünf eindeutig zu trennende homogene Untergruppen. Das Lichtkonzept Soft B (GC_7) der GC e-light mit 20,5 s unterscheidet sich signifikant von allen anderen Konzepten, gefolgt von dem Soft A (GC_6) der GC e-light mit 16,7 s. Die dritte homogene Untergruppe bildet das Konzept Medium (GC_4) der GC e-light mit 8,9 s und ist signifikant zu allen anderen Lichtkonzepten, mit Ausnahme des Exponential (free_1) Konzeptes der Freelight mit 7,4 s und des Exponential (tri_1) Konzeptes der Trilight mit 7,1 s.



X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	8	8	10	10	10	8	8	8	8	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Mean	7,438	4,325	7,090	4,880	3,690	2,900	2,850	2,637	6,200	5,380	2,240	6,920	8,960	6,240	16,700	20,540	4,740	5,940
StdDev	2,650	1,973	2,410	0,571	0,338	0,550	0,288	0,548	0,756	0,444	2,018	3,268	4,039	0,532	0,822	1,668	2,666	1,422
Median	7,700	5,000	7,700	4,650	3,650	2,850	2,800	2,450	6,200	5,500	1,400	7,700	10,900	6,200	16,500	20,900	5,800	6,200
Gauss (=1)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
LSD-Class	[GH	BCDE	FGH	DE	ABCD	ABC	ABC	AB	EFG	DEF	A	FG	H	EFG	I	J	CDE	EFG]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.28: *Darstellung des Gelpunktes der 18 Lichtkonzepte*

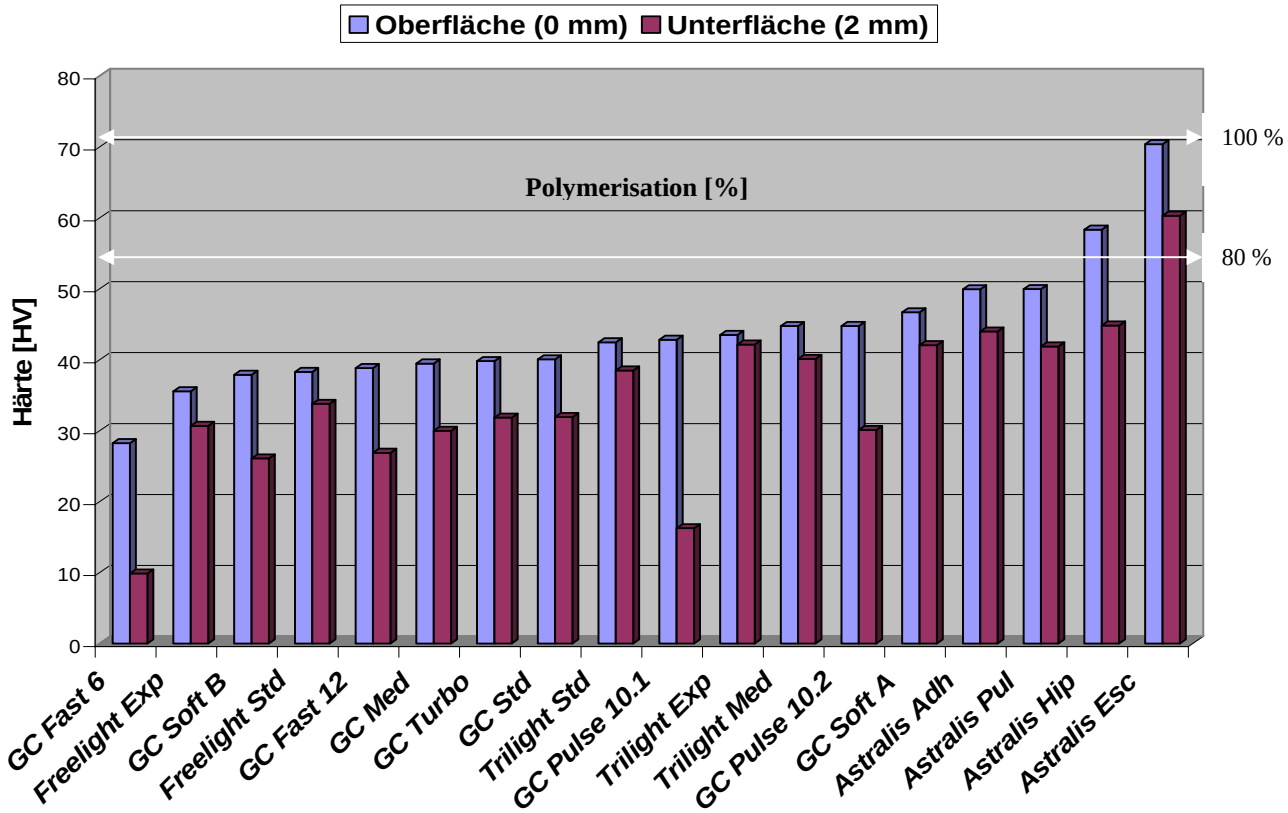
Das Konzept GC Standard (GC_3) mit 6,9 s unterscheidet sich als vierte Untergruppe signifikant von allen Lichtkonzepten, mit Ausnahme des Pulse 10.2 (GC_9) Konzeptes mit 5,9 s, des Turbo (GC_5) Konzeptes mit 6,2 s, des Fast 12 (GC_1) Konzeptes mit 5,4 s, des Pul (astra_4) Konzeptes mit 6,2 s und des Exponential (tri_1) Konzeptes mit 7,1 s.
Eine fünfte homogene Untergruppe mit einer Signifikanz zu allen anderen Konzepten besteht aus dem Fast 6 (GC_2) Konzept der GC e-light mit 2,2 s mit Ausnahme zu dem Standard (tri_3) Konzept der Trilight mit 3,7 s, dem Adh (astra_1) Konzept der Astralis 10 mit 2,9 s, dem Esc (astra_2) Konzept mit 2,8 s, und dem Hip (astra_3) Konzept mit 2,6 s.

5.3 Ergebnisse der Vickershärteprüfung

Um die Polymerisationsgüte der unterschiedlich polymerisierten Kompositproben zu verifizieren und die unterschiedliche Tiefendurchhärtung bei 2 mm hohen Prüfkörpern zu bestimmen (2 mm werden als ideale Schichtstärke angesehen), wurde in dieser Studie als indirektes Maß die Vickershärtemessung durchgeführt. Mit dieser Methode, die ein einfaches, schnelles und zerstörungsfreies Prüfverfahren darstellt, können auch Rückschlüsse auf die Effektivität der Belichtungsart geschlossen werden. Insgesamt wurden 900 Härtemessungen direkt nach der Polymerisation vollzogen. Die Ergebnisse der Härtemessung aller 18 Belichtungskonzepte werden als Mittelwert und in Abhängigkeit der Oberfläche bzw. der Unterfläche der Probe in der Abbildungen 29 bzw. in Tabelle 3 zusammengefasst. Als eine effiziente Polymerisation werden an der Unterseite 80 % oder mehr an erreichter Härte im Vergleich zur Oberseite einer Kompositprobe angesehen (De Wald, Ferracane 1987).
Beim Vergleich der Lampen - in Abbildung 29 aufsteigend dargestellt – fällt auf,

dass die Astralis 10 mit allen vier verschiedenen Lichtkonzepten die größte Härte an der lichtnahen Seite aufweist. Die größte Aushärtung von 70.3 Härtevickers (HV) und somit die effektivste Polymerisation wird mit dem Esc–Mode der Astralis 10 erreich. Selbst die Härte an der Unterseite beträgt 60.3 HV

Abb.29: *Härtewerte an Ober- bzw. Unterseite der Prüfkörper*



(Tabelle 3) und ist mit 86 % der Oberflächenhärte, der höchste Wert an der lichtfernen Seite, gefolgt vom Hip-Mode mit 83.9 %, dem Pul-Mode und dem Adh Konzept mit jeweils 70.9 %. Die obere weiße Linie in Abbildung 29 stellt die 100 % Aushärtung da. Legt man die ESC-Oberflächenhärte der Astralis 10 zugrunde, erreichen den 80 % Härteschwellwert - oberhalb der unteren weißen Linie - und damit eine vollständige Polymerisation der ESC-Mode der Astralis 10 an der Unterfläche und der HIP-Mode an der Oberfläche. Alle weiteren Belichtungsarten - unterhalb der unteren weißen Linie - gelten als nicht vollständig polymerisiert.

Das Soft A Konzept der GC e-light, wie auch alle drei Konzepte der Elipar Trilight erreichen annährend Härtewerte an Ober- und Unterseite von über 40

HV. Über 40 HV erreichen auch das Pulse 10.2 und Pulse 10.1 Konzept der GC e-light an der lichtnahen Seite. Die Härtewerte an der lichtfernen Seite bewegen sich dazu bei 30 HV bzw. 16.3 HV, wobei die größte Differenz mit 26.5 HV das Pulse 10.1 Konzept der GC e-light aufweist. Sowohl auf der Oberseite als auch auf der Unterseite, wie auch in der Differenz beider Seiten, sind die Std-, Turbo- und Med- Lichtkonzepte der GC e-light nahezu identisch.

Tabelle 3: *Vickershärte an Ober- und Unterseite des Probenkörpers (Mittelwert und Standardabweichung in Klammern, homogene Untergruppen mit Buchstaben gekennzeichnet)*

Polymerisationskonzept	Härtemittelwert [HV] 0 mm	Härtemittelwert [HV] 2 mm
LED FREE Exp	35.5^{b} (5.0)	30.6^{c} (2.7)
LED FREE Std	38.2^{b} (5.2)	33.7^{c} (5.9)
HALOGEN TRI Exp	43.4^{b} (4.8)	42.1^{d} (6.4)
HALOGEN TRI Med	44.7^{b} (4.2)	40.1^{d} (3.0)
HALOGEN TRI Std	42.4^{b} (3.2)	38.4^{d} (2.0)
HALOGEN ASTRALIS Adh	49.9^{b} (8.2)	43.9^{d} (7.6)
HALOGEN ASTRALIS Esc	70.3^{d} (25.8)	60.3^{e} (7.1)
HALOGEN ASTRALIS Hip	58.3^{c} (14.9)	44.8^{d} (13.1)
HALOGEN ASTRALIS Pul	49.9^{b} (6.9)	41.8^{d} (7.6)
LED GC Fast 12s	38.8^{b} (5.7)	26.8^{c} (5.4)
LED GC Fast6s	28.2^{a} (4.6)	9.8^{a} (1.7)
LED GC Std	40.0^{b} (4.6)	31.9^{c} (2.6)
LED GC Med	39.4^{b} (4.6)	29.9^{c} (3.7)
LED GC Turbo	39.8^{b} (6.2)	31.8^{c} (5.1)
LED GC Soft A	46.6^{b} (12.9)	42.0^{d} (7.7)
LED GC Soft B	37.8^{b} (7.8)	26.0^{c} (5.3)
LED GC Pulse 10.1	42.8^{b} (10.4)	16.2^{b} (5.2)
LED GC Pulse 10.2	44.7^{b} (7.7)	30.0^{c} (6.3)

Markante Unterschiede von Ober- zu Unterfläche lassen sich vermehrt auch bei den weiteren Konzepten der GC e-light finden. Bei beiden Fast 6 bzw. Fast 12 Konzepten und beim Soft B Konzept ist der unterschiedliche Härtewert sehr auffällig. Alle Härtewerte der lichtabgewandten Seite sind bis auf das Soft A Programm nahezu die niedrigsten aller Lampen. Die geringste Aushärtung aller Lampen auf beiden Seiten findet mit dem GC-Fast 6-Belichtungsprogramm statt. Eine fast identische Aushärtung an lichtnaher bzw. lichtferner Oberfläche liefert das Exp-Konzept der Elipar Trilight.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse - erneut mit dem Softwareprogramm SPSS for Windows Version 12.0 (SPSS Inc. Chicago, Il, USA) durchgeführt - zeigt, dass die Polymerisationsdauer, die Intensität und die Art der Polymerisationslampe einen signifikanten Einfluss auf die Durchhärtungstiefe haben. Bei der Varianzanalyse wurde zur Überprüfung der Härteunterschiede, an Ober- und Unterseite der Proben, der LSD-Test (ein Post-Hoc-Test auf Kontraste) herangezogen. Entsprechend dem orientierenden Charakter der Untersuchung wurde das Signifikanz-Niveau auch hier auf a=0.05 festgesetzt, wobei die Ergebnisse in Tabelle 3 mit hochgestellten Buchstaben nach den Mittelwerten angegeben sind. Das Resultat waren vier eindeutig zu trennende homogene Untergruppen an der dem Licht zugewandten Seite. Die Lichtkonzepte Esc- und Hip- der Astralis 10, das Fast 6-Konzept der GC e-light unterscheiden sich signifikant von einander und auch signifikant zu allen anderen Konzepten. Alle anderen Konzepte bilden die vierte homogene Untergruppe und unterscheiden sich nicht signifikant voneinander.

An der dem Licht abgewandten Seite hoben sich fünf homogene Untergruppen hervor. Sowohl die Lichtkonzepte Fast 6 und Pulse 10.1 der GC e-light als auch das Esc-Konzept der Astralis 10 unterscheiden sich signifikant voneinander und signifikant zu allen anderen Konzepten. Die vierte homogene Untergruppe fasst die Exp-, Med- und Std-Konzepte der Elipar Trilight, die Adh-, Hip-, und Pul-Konzepte der Astralis 10 und das Soft A-Konzept der GC e-light zusammen und

unterscheiden sich nicht signifikant voneinander, aber sind signifikant zur fünften homogenen Untergruppe, die aus den restlichen acht Konzepten (Tabelle 3) besteht.

5.3.1 Ergebnisse der Elastizitätsmodule und weiterer Parameter

Neben der Messung der Vickershärte wurde in dem Universalhärteprüfverfahren mit dem Stress-Strain-Analyzer parallel die Elastizitätzmodule und als weitere Parameter der Anteil der elastischen Energie und das Kriechen bei 500 mN gemessen, und die Ergebnisse wurden angegeben. Bei der Varianzanalyse wurde zur Überprüfung der unterschiedlichen Parameter der getesteten Programme der LSD-Test (ein Post-Hoc-Test auf Kontraste) herangezogen. Entsprechend dem orientierenden Charakter der Untersuchung wurde das Signifikanz-Niveau auch hier auf a=0.05 festgesetzt Die Daten der angesprochenen Parameter sind der Tabelle 2 zu entnehmen, wobei die Ergebnisse als Mittelwerte angegeben sind und die hochgestellten Buchstaben die homogenen Untergruppen der Varianzanalyse wiedergeben.

Mit 10.0 GPa weist das Esc-Konzept der Astralis 10 den höchsten E-Modulwert an der Oberfläche auf. Dem gegenüber steht der niedrigste Wert mit 6.0 GPa des Fast 6-Konzeptes der GC e-light. Der höchste E-Modulwert auf der Unterseite hat ebenfalls das Esc-Konzept der Astralis 10, welches sogar höher ist als auf der Oberfläche. Niedrigster E-Modulwert auf der Unterseite hat mit 2.4 GPa das Fast 6- Konzept der GC e-light. Die Varianzanalyse ergibt die Bildung von drei homogenen Untergruppen auf der lichtnahen Seite und vier homogenen Untergruppen auf der lichtfernen Seite.

Mit 48.3 % elastischer Energie erreicht das Esc-Konzept der Astralis 10 auf der Oberseite und mit 45.3 % das Hip-Konzept - ebenfalls der Astralis 10 - auf der

Unterseite die höchsten Werte. Niedrigste Werte weisen mit 39.2 % auf der Oberseite das Exp-Konzept der Elipar FreeLight und auf der Unterseite mit 37.3 % das Fast 6-Konzept der GC e-light auf. Die Varianzanalyse ergibt keine großen Signifikanzen. Auf der Oberseite gibt es zwei homogene Untergruppen, auf der Unterseite eine homogene Untergruppe.

Tabelle 4: *E-Modul, Prozentualer Anteil der elastischen Energie und Eindringtiefenänderung (Mittelwert und Standardabweichung in Klammern, homogene Untergruppen mit Buchstaben gekennzeichnet)*

Polymerisationsprogramm	E-Modul [GPa] 0mm	We/Wt[%] 0mm	Kriechen bei 500mN [%] 0mm	E-Modul [GPa] 2mm	We/Wt[%] 2mm	Kriechen bei 500mN [%] 2mm
LED FREE Exp	7.4^{b} (1.5)	39.2^{a} (2.3)	5.5^{d} (0.6)	6.7^{c} (1.0)	38.1^{a} (1.9)	5.7^{b} (0.7)
LED FREE Std	6.7^{b} (1.4)	43.0^{a} (3.6)	5.7^{d} (0.3)	6.4^{c} (1.5)	41.6^{a} (4.8)	5.7^{b} (0.3)
HALOGEN TRI Exp	7.9^{b} (1.6)	42.7^{a} (3.0)	5.3^{d} (0.2)	8.5^{c} (1.1)	41.2a (2.5)	5.3^{b} (0.2)
HALOGEN TRI Med	8.7^{b} (1.0)	40.9^{a} (1.0)	5.4^{d} (0.2)	8.0^{c} (0.8)	40.6^{a} (1.0)	5.5^{b} (0.1)
HALOGEN TRI Std	8.6^{b} (0.8)	40.0^{a} (2.0)	5.4^{d} (0.1)	8.0^{c} (0.5)	39.6^{a} (1.2)	5.6^{b} (0.1)
HALOGEN ASTRALIS Adh	8.5^{b} (1.8)	44.1^{a} (3.7)	5.1^{c} (0.3)	8.3^{c} (1.4)	41.9^{a} (2.1)	5.3^{b} (0.3)
HALOGEN ASTRALIS Esc	10.0^{c} (2.7)	48.3^{b} (4.3)	4.5^{a} (0.2)	10.4^{d} (1.4)	44.2^{a} (3.3)	4.5^{a} (0.3)
HALOGEN ASTRALIS Hip	8.7^{b} (1.8)	47.9^{b} (6.3)	4.7^{b} (0.5)	7.4^{c} (2.4)	45.3^{a} (5.1)	5.2^{b} (0.6)
HALOGEN ASTRALIS Pul	8.0^{b} (1.4)	43.4^{a} (4.8)	5.0^{c} (0.3)	7.7^{c} (1.1)	42.2^{a} (3.8)	5.4^{b} (0.3)
LED GC Fast 12s	6.6^{b} (0.9)	44.4^{a} (3.5)	5.6^{d} (0.4)	5.5^{c} (0.8)	40.8^{a} (2.3)	5.6^{b} (0.2)
LED GC Fast 6s	5.0^{a} (0.8)	43.4^{a} (3.3)	6.0^{d} (0.4)	2.4^{a} (0.3)	37.3^{a} (1.3)	5.5^{b} (0.2)
LED GC Std	7.8^{b} (1.2)	41.0^{a} (2.6)	5.8^{d} (0.3)	6.7^{c} (0.6)	39.4^{a} (2.0)	6.1^{b} (0.1)
LED GC Med	6.0^{b} (0.7)	43.1^{a} (2.9)	5.7^{d} (0.2)	6.0^{c} (1.0)	40.9^{a} (2.9)	5.8^{b} (0.2)
LED GC Turbo	6.8^{b} (1.4)	44.0^{a} (2.8)	5.5^{d} (0.3)	6.0^{c} (0.7)	42.2^{a} (2.5)	5.6^{b} (0.2)
LED GC Soft A	8.0^{b} (2.1)	43.3^{a} (3.5)	5.4^{d} (0.5)	7.8^{c} (1.4)	41.7^{a} (2.7)	5.7^{b} (0.2)
LED GC Soft B	7.2^{b} (1.4)	41.4^{a} (2.4)	5.8^{d} (0.3)	5.5^{c} (1.0)	39.6^{a} (1.3)	6.0^{b} (0.2)
LED GC Pulse 10.1	7.3^{b} (1.2)	42.6^{a} (3.0)	5.8^{d} (0.5)	3.3^{b} (0.9)	39.8^{a} (3.1)	5.7^{b} (0.4)
LED GC Pulse 10.2	7.3^{b} (1.3)	44.2^{a} (1.7)	5.6^{d} (0.3)	5.4^{c} (1.1)	42.7^{a} (1.6)	5.9^{b} (0.2)

Mit nur 4.5 % relativer Eindringtiefenänderung erreicht das Esc-Konzept der Astralis 10 den niedrigsten Wert an der Oberfläche. Der gegensätzlichen Wert mit 6.0 % wird vom Fast 6-Konzept der GC e-light erreicht. An der Unterseite bildet mit einem Wert von 4.5 % auch das Esc-Konzept der Astralis 10 den Spitzenwert. Dem gegenüber steht mit einem Wert von 6.1 % das Std-Konzept der GC e-light. Die Varianzanalyse an der Oberfläche zeigt vier homogene Untergruppen, die an der Unterseite, zwei homogene Untergruppen. Signifikant an der Oberfläche unterscheiden sich die Belichtungskonzepte Adh-, Esc- und Hip- der Astralis 10 voneinander und auch von den restlichen untersuchten Belichtungskonzepten. Auf der Unterseite bildet das Esc-Konzept der Astralis 10 eine homogene Untergruppe und unterscheidet sich signifikant von allen anderen Konzepten, welche die zweite homogene Untergruppe bilden.

Bei einer Kendall-tau-b Korrelationsanalyse der Vickershärte, mit den verschiedenen Parametern - elastischen Energie, Kriechen, E-Modul – dem Gelpunkt $t_{0.5N}$ und der Kraft an der Oberfläche, existieren signifikante Korrelationen unter allen Koeffizienten mit Ausnahme des Gelpunktes $t_{0.5N}$, welcher nur mit dem Kriechen eine Signifikanz aufweist. Sowohl Signifikanzen, als auch inverse Signifikanzen (-) sind Tabelle 5 zu entnehmen.

	E_Modul	**We_Wtot**	**Kriechen**	**HV**	**Gelpunkt $t_{0.5N}$**	**Kraft**
E_Modul	**Yes**	**-.1436 ** : 450**	**-.5485 *** : 450**	**.7412 *** : 450**	**-.1318 : 123**	**.3568 *** : 246**
We_Wtot	**-.2203 *** : 450**	**No**	**-.3608 *** : 450**	**.5239 *** : 450**	**-.0098 : 123**	**.3635 *** : 246**
Kriechen	**-.4271 *** : 450**	**-.1591 *** : 450**	**No**	**-.6506 *** : 450**	**.1767 : 123**	**-.51 *** : 246**
HV	**.5571 *** : 450**	**.2107 *** : 450**	**-.5915 *** : 450**	**No**	**-.1085 : 123**	**.541 *** : 246**
Gelpunkt $t_{0.5N}$	**-.0678 : 123**	**-.1192 : 123**	**.1585 * : 123**	**-.1093 : 123**	**No**	**-.5024 *** : 123**
Kraft	**.1836 *** : 246**	**.1777 *** : 246**	**-.2816 *** : 246**	**.3093 *** : 246**	**-.4185 *** : 123**	**No**

Tabelle 5: *Kendall-tau-b Korrelationsanalyse der vorgestellten Koeffizienten*

6 Diskussion

Diese Versuchsreihen haben unter günstigeren Bedingungen stattgefunden, als dies jemals in vivo durch sämtliche Umgebungseinflüsse der Fall sein kann. Der Lichtaustritt war immer maximal 1mm vom Probenkörper entfernt positioniert und der Winkel zur Kompositoberfläche immer gleich, was in einem Behandlungsvorgang am Patienten zum Beispiel bei tiefen Kavitäten - oftmals mehr als 2 mm – grundsätzlich nie der Fall sein kann. Ebenfalls sollte bei normaler Raumtemperatur gewährleistet sein, dass ein vorzeitiger Qualitätsverlust der Polymerisationsgeräte in Bezug auf die Lichtquelle und deren Intensität zu keiner verminderten Aushärtung vor allem in tieferen Kompositschichten führen darf.

6.1 Kritik der Methode

6.1.1 Stress-Strain-Analyzer Versuch

Ähnlich wie bei anderen mechanischen Versuchen, sind die Absolutwerte der Ergebnisse unterschiedlicher Schrumpfspannungsstudien kaum vergleichbar. Die Compliance von Versuchsystemen, die Abmessung der Kompositprobenkörper, der Kraftüberwachungszeitraum und die Richtung der Photoaktivierung sind Faktoren, die alle unterschiedlich sein können.
Sowohl der Messrahmen wie auch die Messkammer der SSA-Maschine wurden bei der Konstruktion überdimensioniert, um eine höhere Steifigkeit zu erzielen. Ein weiterer Vorteil ist bei statischen Spannungsmessungen die mögliche Anwendung der Kompensation der Lastmessdosen-Compliance. Sie registriert die sich aufbauende Kraft bei konstanter Probenlänge und somit kann ein freies Schrumpfen ermöglicht und die Nachgiebigkeit des Messaufbaues

berücksichtigt werden. Zu verfälschten Ergebnissen kann es bei dieser Methode durch wechselnde Tageslichteinstrahlung, sowie größeren Temperaturschwankungen in der Umbebung kommen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Im ersten Teil der vorliegenden Studie wurde das statische Verhalten der Kontraktionsspannung während der Polymerisation durch vier verschiedene Lichtpolymerisationsgeräte - zwei auf Halogen-Basis und zwei auf LED-Basis - sowie die Auswirkungen der unterschiedlichen 18 Lichtkonzepte auf die verschiedenen Parameter, im Komposit untersucht.

Der zweite Teil der Studie befasst sich mit der Aushärtung an der Ober- bzw. Unterfläche eines Probenkörpers, welche Rückschlüsse auf den Polymerisationsgrad erlauben. Bis auf das Gerät GC e-light - ein Prototyp - stellen diese auf dem Markt befindlichen Geräte einen repräsentativen Querschnitt dar. Um die gleiche Ausgangsgrundlage zu haben, wurden alle Messungen mit ein und demselben Kunststoff (Tetric Ceram) durchgeführt, dasselbe Lot sowie die gleiche Chargennummer verwendet. Das gewährleistet, dass für alle Belichtungskonzepte das Probenmaterial in der Zusammensetzung identisch ist, und exakt verglichen werden kann. Den Herstellerangaben zufolge ist Tetric Ceram ein Feinpartikelhybridkomposit und weist einen niedrigen Initiatorgehalt auf.
Die Probenherstellungen, sowohl für die im ersten Teil der Studie gemessene Kontraktionsspannung als auch für die im zweiten Teil gemessene Vickershärte hatten eine Höhe von 2 mm, was der in der Literatur empfohlenen Schichtdicke beim Mehrschichtverfahren entspricht. Diese verbreitete Methode stellt eine Reduktion der Schrumpfung bei der Polymerisation dar (Lutz, Krejci 1986).
Da sich auf jeder Kompositoberfläche eine Sauerstoffinhibitionsschicht

(-100 µm) bildet, die der Oberfläche dadurch eine geringere Aushärtung verleiht und eine erhöhte Anzahl an Doppelbindungen enthält, muss diese Schicht im Vorfeld der Härteprüfung an der Oberfläche durch eine Feinpolitur entfernt werden (Reinhardt 1991).

6.3 Schrumpfspannung

Die durch die Polymerisationsschrumpfung verursachten Spannungen im Komposit und der adhäsive Verbund zwischen Füllungsmaterial und der Zahnhartsubstanz stellen die große Problematik der adhäsiven Versorgungen dar. Auch eine ungenügende Polymerisation bringt eine vermehrte Verfärbungstendenz des Komposits mit sich, erhöht den Restmonomergehalt und steigert die Wasseraufnahme. Dadurch kann es zu Randspaltbildungen, zu Unterminierung der Füllung durch Sekundärkaries und zu Pulpenirritationen kommen (Reeves et al. 1995). Verschiedene Faktoren wie die Zusammensetzung des Komposits, die Lichtintensität, das Lichtspektrum und die Art der Lichtquelle (Boulischer et al. 1997, Uno, Asmussen 1991, Kullmann W. 1987) beeinflussen die Entstehung der Polymerisationsschrumpfspannung. Zusätzlich wird über die Verringerung des E-Moduls von Kompositfüllungen und mit geeigneten Belichtungskonzepten – wie der Stufenpolymerisation, der Softstartpolymerisation und der Pulspolymerisation – versucht, diese Spannungen zu reduzieren (Mehl et al. 1997b, Boulischer, Rueggeberg 2000). Auch die Geometrie der Kavität und der C-Faktor (Configuration-factor) spielen eine große Rolle (Versluis et al. 1998) sowie eine Verbesserung der Dentinadhäsive, die ebenfalls den Abzugskräften entgegenwirkt (Frankenberger 1996, Swift et al. 1995).

6.3.1 Der Polymerisationsvorgang

Der Polymerisationsvorgang beinhaltet am Anfang der Polymerisation drei nahezu parallel ablaufende Phasen, durch die es zu einer so genannten Stressentwicklung im Komposit kommt. Die aufkommende Schrumpfspannung, die durch die ausgehärtete elastische (starre) Phase entsteht, kann durch die plastische (fließende) Phase (Flow) – bis auch diese in die (visco-elastische) Gelphase eintritt – noch ausgeglichen werden. Die Gelphase beginnt unter normalen Bedingungen schon nach ca. 1,5 s (Versluis et al. 1994). Nur bevor der so genannte Gelpunkt $t_{0.5N}$ erreicht ist, lässt sich die Spannung noch ausgleichen, die dann in der ausgehärteten, elastischen Phase komplett ausgeprägt ist (Feilzer et al. 1987). Das möglichst späte Erreichen des Gelpunktes, also das Ausnützen der positiven Floweigenschaften, hängen von der Reaktionsgeschwindigkeit ab, die wiederum von der Lichtintensität, der Wellenlänge und der Anzahl der Initiatoren im Komposit bestimmt wird. Daher scheint dem Flowverhalten des Kompositmaterials auch eine entscheidende Bedeutung bei der Reduktion der Polymerisationsspannung zuzukommen (Feilzer et al. 1990). Anzunehmen ist daher, dass jede zeitliche Verlängerung der Flowphase eine Reduktion der Polymerisationsspannung mit sich bringt und folgend, die Entstehung von hohen Spannungswerten im Kompositmaterial verringert werden kann. Das kann aber nur geschehen, wenn zum Beispiel die Lichtintensität am Anfang der Belichtung nicht zu hoch gewählt wird und je nach Kompositzusammensetzung unter anderem dem Initiatorgehalt, bei der Bildung der Polymerketten ausreichend Zeit zum Spannungsausgleich also bis zum Erreichen des Gelpunktes gegeben wird.

Wie andere Studien zuvor (Mehl et al. 1997b, Kürschner et al. 1998, Xie et al. 2000), kommt auch diese Studie zum Ergebnis, dass die Konzepte die zu Beginn mit einer geringen Intensität die Aushärtung starten - die sich dann steigert - (Exp-Konzepte der Freelight und Trilight, Soft A-Konzept der GC e-light), eine geringere Materialspannung im Komposit durch eine Verlängerung der

fließfähigen Phase entstehen lassen, im Gegensatz dazu die Standard-Konzepte, die bei ähnlichen Endhärtewerten (Konversionsgrad) eine höhere Spannung im Komposit aufbauen (Elipar Trilight). Rueggeberg et al. (1999) kamen zu dem Schluss, dass bei ausreichender Belichtungsdauer in den Exp-Konzepten keine schlechteren Konversionsraten entstehen, die Spannungsentwicklung aber langsamer ist. Um die Aushärtungsgüte des Polymerisationsvorgangs besser beurteilen zu können, wird von vielen Autoren die 80 % Härteregel herangezogen (De Walde, Ferracane 1987) die besagt, dass 80 % Härte der Oberseite auf der Unterseite einer Probe ausreichend sind. Es wurde dieser Wert in dieser Studie - wenn man als Referenz von dem ESC-Mode der Astralis 10 ausgeht - von keinem dieser Belichtungsprogramme erreicht. Das heißt, dass hier eine schnelle Härteabnahme mit zunehmender Tiefe erfolgt ist und nur die Unterfläche des ESC-Mode der Astralis 10 in 2 mm Tiefe eine vollständige Polymerisation erfahren hat. Auf Grund dieser Überlegung kann nur der ESC-Mode der Astralis 10 und der HIP-Mode an der Oberfläche als vollständig polymerisiert angesehen werden. Auffallend ist, dass alle Belichtungen mit der Elipar Trilight, der Astralis 10 und das Soft A-Konzept der GC e-light sowohl an der Oberseite, wie auch der Unterseite in einem engen Intervall zusammen liegen. Die Frage drängt sich auf, ob ein Vergleich der untersuchten Polymerisationsgeräte, der Belichtungskonzepte und deren dadurch resultierenden unterschiedlichen Polymerisationsvorgänge mit der 80 % Regel überhaupt sinnvoll ist, da 80 % einer großen Oberflächenhärte (ESC-Konzept der Astralis 10) viel größer als 80 % einer kleinen Oberflächenhärte (Fast6-Konzept der GC e-light) sind. Somit wäre die Oberflächenhärte als unabhängig von dem Polymerisationsgerät anzusehen (Rueggeberg et al. 1994). Die signifikanten Härteunterschiede der in dieser Studie geprüften Geräte sprechen aber nicht für diese These. Eine durchaus verständlichere und von den Lampen unabhängigere Angabe wäre eine 80 % Aushärtung der Unterseite, basierend auf einer Angabe des Herstellers als Referenzhärtewert für die Oberseite.

6.3.2 Spannungsunterschiede aufgrund diverser Belichtungen

Die Konzeptgruppen, die die höchsten Materialspannungen aufweisen (Esc-, Hip,-Adh-Konzepte (700-1200 mW/cm²) der Astralis 10, Std-Konzept (450 mW/cm²) der Elipar Tilight), sind die Konzepte mit der von Beginn an stärksten Belichtungsintensität, und unterscheiden sich nicht nur signifikant untereinander, sondern auch deutlich von den restlichen Konzepten. Grund der hohen inneren Spannungen, ist die verminderte Fließfähigkeit des Materials vor dem Erreichen des Gelpunktes, da das Komposit durch die hohe Lichtintensität zu schnell polymerisiert. Autoren wie Harris et al. (1999) kommen zu dem Ergebnis, dass die hochgradigere Belichtung auch große Nachteile für den adhäsiven Verbund mit sich bringt, sie sogar zu Abrissen des Komposits von der Zahnsubstanz führen kann. Daher gibt es seit kurzem eine von den Herstellern eingeführte Abstimmung der Komponenten Komposit, Adhäsiv und der Aushärtung mit einer bestimmten Lampe und deren Konzept. Eine daraus folgende Empfehlung soll eine Hilfe für den Behandler darstellen und die Qualität der Restaurationen noch weiter steigern.

Schon auf den ersten Blick weisen beide LED-Lampen in allen Konzepten eine geringere Kraft bzw. Polymerisationsspannung im Komposit nach der Belichtung auf, im Gegensatz zu den beiden Halogen-Lampen. Dies ist auf die unterschiedlichen Lichtquellen, deren Emissionsspektrum, den Wellenbereich und das Herausfiltern des nicht verwendbaren Lichtes zurückzuführen. Die Unterschiede innerhalb der Freelightkonzepte waren bezüglich Schrumpfspannung und Härte geringfügig. Die geringste Polymerisationsschrumpfung wurde von den Konzepten der GC e-light präsentiert. Softstart B und das Fast 6 Konzept hatten die geringsten Spannungen aber auch den geringsten Härtegrad vorzuweisen. Mit 9.8 HV an der Unterseite der Probe war die Aushärtung des Fast6-Konzeptes sogar mehr als unzureichend.

Um zu untersuchen, wie sich die Schrumpfspannung bei erneuter Belichtung, also einer Nachbelichtung verhält, wurden alle GC e-light Konzepte mit dem Std-Konzept bei 400 mW/cm² der Elipar Trilight für weitere 40 s nach belichtet. Sofort kam es zu einem Spannungsabfall im Komposit (Abbildung 21) aufgrund der erneuten Erwärmung. Dadurch fand eine Relaxation im Komposit statt und es zeigte sich, - im Vorfeld präsentierte sie in allen Konzepten die niedrigste Schrumpfspannung – dass der Spannungswertebereich der Halogen-Lampe Elipar Trilight nach 460 s Messdauer in sämtlichen vergleichbaren Konzepten erreicht wurde, die die Halogen-Lichtquelle bereits nach 300 s aufweisen konnte. Das bedeutet, dass sich nach einer weiteren und längeren Belichtungsphase die Spannungswerte im Komposit trotz exponentieller Anfangsbelichtungen erhöhen und somit kein signifikanter Unterschied der Spannungszustände übrig bleibt. Der Konversionsgrad scheint letztendlich gleich zu sein. Trotzdem wird die niedrigere Spannungsentwicklung für den adhäsiven Verbund als vorteilhafter angesehen. Wird das Komposit aber nicht explizit nach belichtet, sondern kommt es in den verschiedenen Konzepten zu einer normalen materialbedingten Nachpolymerisation, so bleiben nach Ernst et al. (1997) die erwarteten signifikant niedereren Spannungsunterschiede der exponentiellen Konzepte erhalten.

6.4 Der Polymerisationsgrad und weitere Parameter

Um die Qualität einer Füllung beurteilen zu können, stellt nach Ernst et al. (1996a) der Polymerisationsgrad einen entscheidenden Faktor dar. Für eine hohe Effektivität der Polymerisation – den Polymerisationsgrad - ist eine Bestrahlungsdauer zw. 20-40 s in einem bestimmten Wellenlängenbereich und mit einer ausreichenden Intensität zwingend (Asmussen E. 1984, Hellwig et al. 1991, Loesche 1988, 1990, Lutz et al. 1983). Um diesen zu bestimmen wurde im

zweiten Teil der Untersuchung in einer Universalhärteprüfmaschine das Aushärtungsverhalten sowohl an der Oberfläche als auch an der Unterfläche eines Prüfkörpers durch die Vickershärte bestimmt. Die Vickershärte ist für die Bestimmung der Konversionsrate (Monomeranteil, der nach dem Polymerisationsstart zu Makromolekülen umgewandelt wird) am besten geeignet (Rueggeberg, Craig 1988, Mehl et al. 1995). Die Härtemessung, stellt ein einfaches, schnelles und zerstörungsfreies Prüfverfahren dar, gilt als zuverlässiges Maß für die Beurteilung der Qualität des Polymerisationsprozeßes und hilft die Leistung und die Effektivität der Belichtungsart von verschiedenen Polymerisationslampen zu beurteilen. Des Weiteren lassen sich innerhalb der Belichtungsgruppen Zusammenhänge zwischen Materialwerten wie der Härte, des Elastizitätsmoduls, der elastischen Energie und des Kriechens beurteilen. Bei allen Messungen wurde eine Anzahl von 5 Messpunkten pro Fläche an jeweils fünf ausgehärteten Proben, mit einer Höhe von 2 mm - was auch von vielen Autoren als die ideale Schichtstärke gesehen wird (Rueggeberg et al. 1994, Marais et al. 1997, Hotz et al. 1989, Peutzfeld et al. 2000) - als ausreichend angesehen.

6.2.1 Härtedifferenzen nach diversen Belichtungen

Die in dieser Studie untersuchten vier Polymerisationsgeräte mit den insgesamt 18 getesteten Programmen beeinflussen die Eigenschaften des polymerisierten Materials. Die Ergebnisse wurden einer Varianzanalyse unterzogen und ergaben Signifikanzen zwischen den Belichtungskonzepten untereinander, der Belichtungsdauer und der Durchhärtungstiefe. Nach Baharav et al. (1988) steigt mit zunehmender Polymerisationsdauer die Durchhärtung insbesondere in tieferen Schichten. Hierbei kommt es jedoch zu einer stärkeren

Polymerisationsschrumpfung mit den sich dadurch ergebenden Nachteilen, wie der Randspaltbildung (Bausch et al. 1982, Yearn 1985).

Das Härtespektrum reicht von der Halogenlampe Astralis 10 (Esc-Konzept) mit 70.3 $_{(0mm)}$ und 60.3 $_{(2mm)}$ als die höchsten Werte, bis zur LED-Lampe GC e-light (Fast 6-Konzept) mit 28.2 $_{(0mm)}$ und 9.8 $_{(2mm)}$ als die niedrigsten Werte, gemessen direkt nach der Aushärtung des Materials. Dies bedeutet zusammen mit dem Pulse 10.1-Konzept die größte Härteabnahme bis in eine Tiefe von 2 mm und schlussfolgernd darüber hinaus.

Der Oberflächenhärtewert aus dem Hip-Konzept der Astralis 10 liegt unter dem des Esc-Konzeptes, bei welchem bei gleicher Intensität der Komposit 20 s länger belichtet wird. Die Werte an der Oberfläche beider Konzepte und der Unterflächenwert des Esc-Konzeptes unterscheiden sich so signifikant von allen anderen Werten und sind - trotz längerer Belichtungszeit in den meisten anderen Konzepten - so hoch, das sie für einen Vergleich mit den anderen Konzepten nicht sinnvoll erscheinen. Als Referenz wurde in dieser Studie daher das Adh-Konzept der Astralis 10 festgelegt, weil beide Härtewerte nach einer Belichtungszeit von 20 s die höchsten aller Belichtungsarten auf beiden Seiten darstellen. Wie schon Lutz et al. (1992a) feststellte, und sich auch in dieser Studie zeigt, sind Belichtungszeiten unter 20 s oder sogar 10 s für die Härte an der Oberfläche kaum nachteilig, aber in tieferen Schichten – hier auf der Unterseite – erfüllen diese Werte die Anforderungen in keinster Weise.

Das Komposit kann als nahezu weich und damit nicht belastungsfähig angesehen werden, wie das Fast 6- und das Pulse 10.1-Konzept der GC e-light auch in den zusätzlich gemessenen Parametern (E-Modul, Elastische Energie, Kriechen gegen 500 mN) belegen. Weiterhin lassen sich deutliche Unterschiede in der Härte an der Oberfläche, mit Ausnahme des Fast 6- Konzeptes der GC und der erwähnten beiden Astralis-Programme, trotz einer zum Teil doppelten Belichtungszeit bei aber geringerer Intensität, der restlichen Konzepte und Lampenarten nicht erkennen. Das Härtespektrum bewegt sich zwischen 46.6

und 35.5 Härteeinheiten. Dies lässt darauf schließen, dass bei einer Belichtung von 40 s mit durchgehend geringerer Intensität, oder einer Softstart-, Exponential-, und Pulsepolymerisation über diese Zeit, ähnliche Konversionsraten vorliegen, da nach Ferracane (1995) ein Härteabfall mit einer sinkenden Konversionsrate einhergeht. In Konzepten, die mit einer langsamen Intensitätssteigerung arbeiten (Exp-Konzept der Freelight, Trilight und Soft A der GC), wurde der geringste Härteunterschied von Ober- zu Unterfläche festgestellt. Die Dauer der langsamen Intensitätssteigerung (20 s bei der GC, 18 s bei der Trilight, gegenüber 10 s bei der Freelight) und die Höhe der Intensität (600 mw/cm^2 GC, 400 mw/cm^2 Trilight) waren maßgeblich für die unterschiedlichen Härtewerte verantwortlich.

An der Unterseite und somit auch in noch tieferen Schichten als die in dieser Studie bei 2 mm erhaltenen Werte gibt es signifikante Unterschiede, die zum einen auf die unterschiedlichen Lichtquellen der Lampen zurückzuführen sind, zum anderen auf die, von Beginn an höhere Intensität diverser Konzepte. Das Härtespektrum reicht hier von 43.9 bis 26 Vickers-Härteeinheiten.

6.2.2 Vergleich der Belichtungskonzepte

Die Belichtungskonzepte, die eine kurze Zeit belichten, wie das Fast 6-und 12-Konzept, das Pulse 10.1-Konzept der LED-Lampe GC e-light, und das Hip-Konzept der Halogen-Lampe Astralis 10, bestätigen eine Abhängigkeit der Tiefeaushärtung (2 mm) mit der Belichtungszeit. Zu diesem Ergebnis kommen auch Pilo et al. (1999) in einer Studie, wonach die Unterfläche eine größere Abhängigkeit von Lichtintensität und Polymerisationsdauer als die lichtzugewandte Seite hat. Die am gleichmäßigsten durchhärteten Schichten ergaben sich bei den Konzepten der Halogen-Lampe Elipar Trilight und LED-Lampe Elipar Freelight, sowie dem Soft A-Konzept der GC e-light bei einer

Mindestbelichtungszeit von 40 s. Signifikante Unterschiede der zusätzlich gemessenen Parameter konnten nicht festgestellt werden. Ebenso keine signifikanten Härteunterschiede zwischen den einzelnen Exp- und Std-Konzepten konnten für die Elipar Freelight und Trilight gefunden werden. Demzufolge führen Belichtungen mit niedriger Intensität und mindestens 40 s Länge zu keiner signifikant niedrigen Endhärte, was auch die Werte der GC e-light belegen können. Selbst nach längerer Polymerisationsdauer kommt es - wie andere Studien belegen - zu einer materialbedingten Nachhärtung im Komposit, d.h. im Umkehrschluss, zu kurze Belichtungszeiten können nicht durch eine längere Nachhärtung ausgeglichen werden.

Zwischen den beiden Halogen-Lampen Astralis 10 und Elipar-Trilight und deren Lichtkonzepte ergeben alle gemessenen Parameter keine bedeutsamen Unterschiede. Einen Zeitvorteil hat hier die Astralis 10 mit dem Adh- und Pul-Konzept mit nur 20 s Belichtungszeit. Da beide Konzepte der Astralis 10 keine signifikanten Unterschiede aufzeigen, ist für das Komposit Tetric Ceram eine der beiden Belichtungsarten überflüssig, was aber bei der Anwendung anderer Komposite nicht der Fall sein muss.

Vergleicht man beide LED Lampen miteinander, kommt es bis auf die schon angesprochenen Konzepte (Fast 6-, Pulse 10.1-) zu keinen nennenswerten Unterschieden. Allein das Softstart A-Konzept der GC e-light ragt heraus und ist mit seinen Härtewerten denen der Halogenlampen vergleichbar. Die größten Härtewerte an Ober- und Unterfläche wurde bei den Programmen der Halogen-Lampe Astralis 10 festgestellt, da diese unter der höchsten Intensität (-1200 mw/cm^2) und Belichtungszeiten zwischen 10 s bis 30 s zustande kamen. Beachtet werden muss aber die Länge der Belichtungszeiten mit sehr hohen Intensitäten, um eine thermische Schädigung der Pulpa und eventuell auch der Gingiva zu verhindern. Die Polymerisation mit dem Fast 6-Konzept der GC e-light kann aufgrund unzureichender Härte an Ober- bzw. Unterfläche als mangelhaft betrachtet werden. Die Ergebnisse dieser Studie belegen somit das

Gegenteil der Aussage von Ruyter (1985), dass die Benutzung unterschiedlicher Lichtpolymerisationsgeräte nur einen geringfügigen Einfluss auf die Aushärtung haben.

6.2.3 E-Modul, elast. Anteil der Eindringarbeit, Eindringtiefenänderung

Zu den wichtigsten weiteren Eigenschaften, die im Universalhärteprüfverfahren gemessen werden können, gehört unter anderem der elastische prozentuale Anteil an Eindringarbeit (We/Wtot). Dies lässt eine Aussage über das spröde Verhalten des Komposits zu und zeigt bei allen Konzepten an Ober- bzw. Unterfläche kein unterschiedliches Verhalten und korreliert mit Ausnahme des Gelpunktes $t_{0.5N}$ mit allen Eigenschaften.

Eine weitere Kenngröße des Materialverhaltens stellt mit 500 mN das Kriechen dar, welche die prozentuale Eindringtiefenänderung beschreibt. Die höchste Stabilität an der Oberfläche (Anhang) zeigt das Esc-Konzept der Astralis 10 mit 4.5 %, die geringste Stabilität mit 6.0 % das Fast 6-Konzept der GC, zurückzuführen auf die kurze Belichtungszeit und somit auf den geringsten Aushärtungswert.

Das E-Modul korreliert bei den 18 Belichtungsprogrammen mit allen anderen Eigenschaften mit Ausnahme des Gelpunktes $t_{0.5N}$. Höchstsignifikant verhält es sich zu den Härtewerten, was die Ergebnisse des Esc-Konzeptes der Astralis 10 sowohl an der Ober- als auch an der Unterseite belegen.

7 Schlußfolgerung

Beide Halogen-Lampen erzielen gegenüber den LED-Lampen in allen vergleichbaren Konzepten die höchsten Spannungswerte, wobei dadurch oftmals die Haftkraft des adhäsiven Verbundes verloren gehen kann, was Irritationen und Auswirkung auf die Lebensdauer der Füllung hat. Allerdings weisen beide Halogen-Lampen auch die höchsten Härtewerte auf der Ober- als auch Unterfläche auf.

Die Astralis 10 mit dem Esc-Konzept nimmt daher eine herausragende Position ein. Die Konzepte der Elipar Trilight unterscheiden sich kaum untereinander bezüglich der Aushärtungen. Die Elipar Freelight erreicht mit dem Std-Konzept bessere Werte als durch ihr exponentielles Lichtkonzept. Bei allen exponentiellen Lichtkonzepten konnte ein spannungsreduzierender Effekt durch eine erhöhte Fließfähigkeit des Komposits nachgewiesen werden, wobei nur das GC e-light Konzept Soft A an die Durchhärtungswerte der Halogenlampe Astralis 10 herangekommen ist. Alle anderen Konzepte dieser Lampe ließen vieles in Bezug auf die Spannungsreduktion und einer ausreichenden Härte offen. Somit kann man sagen, dass die GC e-light sicherlich keinen Durchbruch unter den LED-Lampen darstellt und keine Konkurrenz zu den hier geprüften Halogen-Lampen ist.

Es scheint, dass das Problem der Polymerisationschrumpfung nur materialbezogen verbessert oder sogar gelöst werden kann. Ein Ansatzpunkt der Industrie um die Fließfähigkeit zu steigern, stellt die Erhöhung dieser durch eine Reduzierung der Füllkörper oder durch Erhöhung des Anteils der Verdünnungmonomere dar. Diesen Feinsthybridkompositen werden aber auch Probleme in Bereichen hoher Belastungen durch den vergrößerten Anteil an Monomer nachgesagt. Auch die Weiterentwicklung der Adhäsive um durch die Haftkraft den entstehenden Spannungen widerstehen zu können, stellt einen weiteren Ansatz dar.

8 Zusammenfassung

Mit dieser Arbeit wurde das Ziel verfolgt, Aussagen über die statische Kontraktionsspannung in ein und demselben Komposit, der unter verschiedenen Polymerisationskonzepten belichtet wird, zu treffen. Dabei ist es wichtig, eine möglichst vollständige Durchhärtung in allen Schichten, eine hohe Konversionsrate des Monomers bei möglichst geringen Spannungszuständen im Komposit, in einer für die Praxis vernünftigen Belichtungszeit, zu erreichen. Neben der immer noch existierenden Problematik der im Komposit - vor allem während der Aushärtung - entstehenden mechanische Spannungen, und des daraus resultierenden Verlustes der Adhäsion, was zu undichten Füllungsrändern führen kann, sind diese Eigenschaften für die Lebensdauer und Qualität einer adhäsiven Kompositfüllung verantwortlich. Eine perfekte Anpassung des Komposits an die bestehende Läsion muss somit während der Aushärtung erreicht und ungeachtet thermischer und chemischer Reize für den Patienten erhalten werden. Die größte Schrumpfung, d. h. eine erhöhte Spannungsentwicklung im Komposit entsteht während der ersten Minuten der Aushärtungszeit, welche durch die verschiedenen Belichtungskonzepte unterschiedlicher Lichtquellen stark beeinflusst wird.

Somit wurden im ersten Teil dieser Studie die Lichtkonzepte zweier verschiedener sich auf dem Markt befindlichen Halogen-Lampen (Astralis 10 und Elipar Trilight), sowie zweier verschiedener LED-Lampen (Elipar Freelight und GC e-light) verglichen, wobei letztere einen Prototyp darstellte.
Es wurden zunächst alle Konzepte in einem statischen Polymerisationsschrumpfverfahren über 300 s ohne Kompensation untersucht.
Es stellte sich heraus, dass die Konzepte mit der größten Lichtintensität – beide Halogen-Lampen - auch die höchsten Spannungen im Komposit aufwiesen.
Die niedrigsten Spannungen wiesen die verschiedenen Konzepte der LED-GC e-light auf. Trotz einer weiteren Belichtung der Konzepte dieser Lampe von 40 s

mit 400mW/cm², wurden nach insgesamt 460 gemessenen Sekunden nochmals eine deutliche Steigerung der Spannungswerte erbracht, wobei aber die Werte der Halogen-Lampe Astralis 10 nicht erreicht werden konnten. Eine Belichtung mit sehr hoher Intensität von Anfang an bewirkt demnach eine sehr große Schrumpfung und Spannungsbildung im Komposit, was auf den adhäsiven Verbund negative Auswirkungen hat. Diese Konzepte erwiesen sich auch als signifikant untereinander. Auffallend ist, dass bei allen Lampen, deren Konzepte einen exponentiellen Verlauf haben, die niedrigsten Werte aufwiesen. Durch die daher herabgesetzte Polymerisationsgeschwindigkeit wird das Nachfließen des Materials verlängert, wodurch bis zum Erreichen des Gelpunktes innere Spannungen im Komposit - bei einem höheren Vernetzungsgrad - abgebaut werden können. Ein spannungsreduzierender Effekt wurde somit nachweisbar.

Der zweite Teil der Studie beschäftigte sich sowohl mit der Durchhärtung an der Oberfläche, als auch der Härte in 2 mm Tiefe, da dieser Wert als ideale Schichtstärke angesehen wird. Um die Durchhärtungswerte zu bestimmen, wurde als indirektes Maß die Vickershärtemessung durchgeführt.
Die Versuche zeigten deutlich eine Abhängigkeit des Polymerisationsgrades der Proben von der Polymerisationsdauer, sowie Intensität innerhalb der vergleichbaren Konzepte und der Art der Polymerisationsgeräte. Dabei erreichten beide LED-Lampen die geringsten Härtewerte. Auffallend bei allen Konzepten der GC e-light war, dass auf der lichtfernen Seite die Härtewerte maximal an die 30 HV herankamen. Man kann in diesem Fall von keiner zufrieden stellenden Aushärtung im Vergleich zu den übrigen Werten anderer Lampen sprechen, da es durch einen erhöhten Restmonomergehalt zu Pulpenirritationen und allergischen Reaktionen kommen kann. Das beste Ergebnis für eine relativ kurze Belichtungszeit von 24 s bei einer geringen Schrumpfspannung und einer guten Aushärtung - selbst an der Unterseite der Probe - zeigte das Pulse 10.2-Konzept der GC e-light.

Einzig eine Ausnahme im Vergleich zu den übrigen Lampen bildet das Soft A-Konzept, welches mit einer geringen Anfangsintensität startet, anschließend nach 20 s mit voller Lichtintensität von 600 mW/cm² für weitere 20 s nachpolymerisiert. Allein durch die Belichtungzeit von 40 s war hier eine ausreichende Tiefenaushärtung gewährleistet.

Der Vergleich beider Halogen-Lampen zeigt bei der Astralis 10 generell größere Durchhärtungsergebnisse als bei vergleichbaren Konzepten der Elipar Trilight, was auf die sehr hohe Anfangsintensität zurückzuführen ist. Die Werte an der Ober- bzw. Unterseite verhielten sich signifikant untereinander.

Aufgrund der höheren Schrumpfspannungen, aber auch der größeren Tiefendurchhärtung der Halogen-Lampen im Vergleich zu den LED-Lampen, ist zum jetzigen technischen Entwicklungszeitpunkt dieser hier verwendeten Lampen keine Empfehlung für einen bestimmten Lampentyp auszusprechen. Exponentielle Lichtkonzepte werden von vielen Autoren zum gegenwärtigen Zeitpunkt aufgrund der längeren Fließfähigkeit und der daraus resultierenden langsameren Spannungsentwicklung bevorzugt angewendet und empfohlen.

9 Literaturverzeichnis

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

American Society for Testing Materials. (1984): Designation E 384-84: Standard test method for microhardness of materials. In: R. A. Priemon (ed.) Annual Book of ASTM Standards. Section 03.03. Easton, MA: American Society for Testing Materials, 356-377.

Anderson, J. C. (1974): Materials Science, 2.Aufl., 69-82.

Asmussen, E. (1981): Setting Time of composite restorative resins vs. content of amine, peroxide and inhibitor. In: Acta Odont Scand, 39, 291.

Asmussen, E. (1984): Der Einfluss der Vorpolymerisation auf die Härte von Photopolymerisaten. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 39, 968-969.

Asmussen, E. (1985): Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins. In: Oper Dent, 10, 61.

Asmussen, E. & Uno, S. (1992): Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physiochemical aspects. In: Oper Dent, 17, 68-74.

Baharav, H., Abraham, D., Cardash, H. S. & Helft, M. (1988): effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. In: J Oral Rehabil, 15, 167-172.

Bausch, J. R., De Lange, C., Davidson, C.L., Peters, A. & De Gee, A. J. (1982): Clinical significance of polymerisation shrinkage of composite resins. In: J Prosthet Dent, 48, 59-67.

Benz, C. & Maschinski, G. (2000): Lexikon der Zahnmedizin und Zahntechnik. München: Urban & Fischer.

Blunk, U. (1996): Dentinhaftmitel-Übersicht und Auswahlkriterien. In: DAZ-Forum, 53, 39-50.

Boer, W. M. (1998): Überblick über die Möglichkeiten der ästhetischen Zahnheilkunde mit direkten Kompositfüllungen. In: Quintessence Int, 49, 871-881.

Böhme A. & Jost-Brinkmann, P. G. (2001): In-vitro-Untersuchung zur Scherfestigkeit von Keramikbrackets auf Metallen und Keramik. In: Kieferorthopädie, 3,255-266.

Bouschlicher, M. R., Vargas, M. A. & Boyer, D. B. (1996): Effect of light intensity and configuration factor on polymerization stress. In: J Dent Res, 75, 294.

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

Bowen, R. L. (1962): Dental filling materials compromising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent 3066112.

Bowen, R. L. (1979): Compatibility of various materials with oral tissues. I. The components in composite restorations. In: J Dent Res, 58, 1493.

Bowen, R. L., Nemoto, K. & Rapson, J. E. (1983): Adhesive bonding of various material to hard tooth tissues: Forces developing in composite materials during hardening. In: J Am Dent Assoc, 106, 474.

Bullard, R. H., Leinfelder, K. F., Russel, C. M. (1988): Effect of coefficient of thermal expansion on micro leakage. In: J Am Dent Assoc, 116, 871.

Buonocore, M. G. (1955): A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel. In: J Dent Res, 34, 849.

Danesh, G., Davids, H., Kaup, M., Dammaschke, T., Reinhardt, K. J. & Ott, K. (2001): Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 3, 161-165.

Davidson, C. L. & De Gee, A. J. (1984a): Relaxation of polymerisation contraction stresses by flow in dental composites. In: J Dent Res, 63, 146-148.

Davidson, C. L., De Gee, A. J. & Feilzer, A. (1984b): The competition between the composite dentin bond strength and the polymerisation contraction stress. In: J Dent Res, 63, 1396.

Davidson, C. L. & Davidson-Kaban, S. S. (1998): Handling of mechanical stresses in composites restorations. In: Dent Update, 25, 274-279.

Davidson, C. L. & Feilzer, A. J. (1997): Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. In: J Dent, 25, 435-440.

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

De Gee, A. J., Pallav, P., Werner, A. & Davidson, C. L. (1990): Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. In: Dent Mater, 6(4), 266-270.

De Gee, A. J., Feilzer, A.J., Davidson, C.L. (1993): True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determind with a linometer. Dent Mater 9(1), 11-4.

De Wald, J. P., Ferracane, J. L. (1987): A comparison of four modes of evaluating depht of cure of light-activated composites. J Dent Res 66: 727-730.

DGZMK-Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund & Kieferheilkunde (1999): Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich – Stellungnahme 1999. Internet: www.dgzmk.de/stellung/9902.htm.

Dullin, P., (1999): Entwicklung eines Mess-Systems zur Untersuchung des Polymerisationsverhaltens von zahnmedizinischen Kompositfüllungswerkstoffen, Diplomarbeit FH München, Fb. Feinwerk- und Microtechnik.

Eames, W. B., Strain, L. D., Weitman, R. T. & Williams, A. K. (1974): Clinical comparison of composite, amalgam and silicate restorations. In: J Am Dent Assoc, 89, 1111-1117.

Ebeleseder, K. A., Städtler, P., Glockner, K. & Schaup, B. (1997): Externe Wurzelresorption nach Zahnluxation und Draht-Komposit-Schienung. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 11, 22-27.

Eichner, K. & Kappert, H. F. (1996): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band. 1, 6. Auflage. Heidelberg: Hüthig.

Erickson, R. L. (1994): Oberflächen-Interaktionen von Dentin-Adhäsiv-Materialien. In: Philipp J, 11, 149-158.

Ernst, C. P., Schauer, F., Willershausen, B. & Hickel, R. (1996a): Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (I). In: Acta Med Dent Helv, 1, 58-62.

Ernst, C. P., Schauer, F. & Willershausen, B. (1996b): Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (II). In: Acta Med Dent Helv, 1, 64-69.

Ernst, C. P., Kürschner, R. & Willershausen, B. (1997): Polymerisationsspannungen in Kompositmaterialien bei Verwendung eines zweistufigen Lichtpolymerisationsgerätes. In: Acta Med Dent Helv, 2, 8.

Ernst, C. P., Heimeier, I. Stender, E. & Willershausen, B. (2000): Härtemessungen zur Ermittlung der maximalen Kompositstärke von Klasse-II-Füllungen bei Polymerisation von okklusal. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2, 139-144.

Ernst, C. P. & Willershausen, B. (2003): Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. In: Zahnärztliche Mitteilungen (ZM), 7, 30.

Feilzer, A. J., De Gee, A. .J. & Davidson, C. L. (1987): Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restauration. In: J Dent Res, 66, 1636-1639.

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

Feilzer, A. J., De Gee, A. J. & Davidson, C. L. (1990): Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. In: J Dent Res, 69, 36.

Feilzer, A. J., Dooren, L. H., De Gee, A. J. & Davidson, C. L. (1995): Influence of light intensity on polymerisation shrinkage and integrity of restoration cavity interface. In: Eur J Oral Sci, 103, 322-326.

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

Ferracane, J. L. (1993): Dental composites: present status and research directions. 2nd International Congress of Dental Materials 43-53.

Ferrcane, J. L. (1995): Current Trends in Dental Composites. In: Crit Rev Oral Biol Med, 6,302.

Forsten, L. (1984): Curing depth of visible light-activated composites. In: Acta Odont Scand, 42, 23.

Frankenberger, R., Krämer, N. & Sindel, J. (1996): Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Monomer. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 51, 556-560.

Frankenberger, R., Schmidt, G., Krämer, N. & Petschelt, A. (1999): Fließfähige Komposits (Flowables). In: Quintessence Int, 50, 1145-1154.

Fröhlich, M., Schneider, H. & Merte, K. (1996): Oberflächeninteraktionen von Dentin und Adhäsiv. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 51, 173-176.

Gängler, P., Hoyer, I., Krehan, F., Niemalla, S. & Weinert, W. (1990): Biologic Testing and clinical trial of a visible light-curing composite resin restorative material. In: Quintessence Int, 21, 833-842.

Gente, M. & Sommer, A.P. (1999): Verringerung der linearen Schrumpfung lichthärtbarer Komposite durch selektive Bestrahlung. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 56, 467-471.

Goldmann, M. (1983): Polymerisation shrinkage of resin based restorative materials. In: Aust Dent J, 28, 156.

Guertsen, W. (1989): Klinik der Kompositionsfüllungen. München: Hanser-Verlag.

Hahn, W. (1990): Neue Füllungsmaterialien: Indikation und Verarbeitung. In: Akademie Praxis und Wissenschaft in der DGZMK (Hrsg.). München: Hanser.

Haller, B., Hofmann, N., Klaiber, B. & Dürner, U. (1992): Dentinpermeabilität nach Vorbehandlung mit Cleanern und Primern. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 47, 171.

Haller, B. (1994): Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 49, 750-759.

Harris, J. S., Jacobson, P. H., & O'Doherty, D.M. (1999): The effect of curing intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. In: J Oral Rehabil, 26, 635-639.

Hashinger, D. T., Fairhurst, C. W. (1984): Thermal expansion and filler content of composite resins. In: J Prosthetic Dent, 52, 506-510.

Hellwig, E., Klimek, J. & Achenbach. K. (1991): Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-füllungsmaterialien. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 46, 270-273.

Hellwig, E., Klimek, J. & Attin, T. (1995): Einführung in die Zahnerhaltung. München.

Hellwig, E., Klimek, J. & Attin, T. (1999): Einführung in die Zahnerhaltung, 2. Auflage, München: Urban & Fischer.

Hembree, J. H & Taylor, T. J. (1984): Marginal leakage of visible light-cured composite resin restorations. In: J Prosthetic Dent, 52, 790-793.

Hembree, J. H. & Taylor, T. J. (1985): In vitro marginal leakage of composite resin restorations using a combination of conventional and micro filled resins. In. Quintessence Int, 12 813-815.

Hickel R. (1992): Der kariöse Zahnhals. In: Deutsche Zahnärztlich Zeitschrift, 10: 654-658.

Hickel, R., Eberhard, H., Kunzelmann, K.-H. & Petschelt, A. (1992): Randspaltverhalten bei Adhäsiveinlays mit und ohne Randanschrägung. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 47, 185-188.

Hickel, R. (1994): Die zervikale Füllung. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 49, 13-19.

Hickel, R. (1997): Moderne Füllungswerkstoffe. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 52, 572-584.

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

Janda, R. (1988a): Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III) In: Quintessenz, 39, 1067-1073, 1243-1253, 1393-1398.

Janda, R. (1988b): Die Konditionierung der Zahnhartsubstanzen mit Säuren und Komplexbildnern – Teil 1: Der Zahnschmelz. Philip J, 5, 210.

Janda, R. (1990): Kunststoffverbundsysteme. Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. Weilheim.

Kakaboura, A. (1989): Smear layer on prepared dentin. Odontostomatol. In: Proodos, 43 (3), 211-223.

Kalliyana-Krishnan, V., Yamuna, V. (1998): Effect of initiator concentration exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radio opaque dental composite. J Oral Rehabil, 25, 747-751.

Kimmel, K. (1999): Die Lichtpolymerisation. In: Zahnärztliche Mitteilungen, 89, 2052.

Klaiber, B., Haller, B. (1988): Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahnbereich mit Komposit, Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 43, 893.

Klimek, J. (2000a): Polymerisation mit Plasmalampen. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 55, 708.

Klimek, J. (2000b): Schrumpfen Komposite zur Lichtquelle? In: D. Heidemann (Hrsg.): Deutscher Zahnärztekalender 2000, 154. Köln: Deutscher-Zahnärzte-Verlag.

Kollmannsperger, P. & Venz, S. (1980): Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungsstoffen. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 35, 934-938.

Koran, P., Kürschner, R. (1998): Effect of Sequential versus Continous Irradiation of a Light-Cured Resin Composite on Shrinkage, Viscosity, Adhesion and Degree of Polymerization. Am J Dental: 10:17-22

Körber, K. & Ludwig, K. (1982): Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Stuttgart: Thieme, 61-62, 142.

Krejci, I., Lutz, F. & Oldenburg, T. R. (1986a): Perfekt und belastungsresistent adaptierte Seitenzahnfüllungen – eine neue Fülltechnik. In: Swiss Dent, 7, 21-28.

Krejci, I., Lutz, F., Lüscher, B. & Maffioli, E. (1986b): Optimierung der marginalen Adaption von Seitenzahnfüllungen durch seitlich reflektierende Lichtkeule. In: Swiss Dent, 7, 47-52.

Krejci, I., Kuster, M. & Lutz, F. (1993): Influence of dential fluid and stress on marginal adaption of resin composites. In: J Dent Res, 71, 490.

Kullmann, K. (1987): Emissionsspektren und Oberflächenhärtungsmuster von 35 verschiedenen Photopolymerisationsgeräten. In: Zahnärztliche Welt, 96, 320.

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.

Kunzelmann K.-H. (1996): Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Med Habil, München.

Kunzelmann, K.-H., Chen, H. Y., Manhart, J., Mehl, A. & Hickel, R. (1999): Schrumpfungskräfte von Kompositen bei unterschiedlichen Polymerisationskonzepten (Softstart, Standard, Apollo 95E), 13. Jahrestagung 1999 in Saarbrücken (Autoreferate), 66.

Kürschner, R., Koran, P., Winter, E. & Bauer, A. (1998): Photoelastic determination of marginal tensile force due to composite shrinkage. In: J Dent Res (IADR Abstract 420), 77, 684.

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

Lampert, F. (1987): Kunststoff-Füllungen in der Praxis der Zahnheilkunde. Band 2, München, 177-180.

Lang, H. (2000): Lichthärtung von Kompositen mit Plasmalampen. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 55, 154-155.

Laurisch, L. (1993): Prävention der Fissurenkaries. Ein Konzept für die zahnärztliche Praxis. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1, 31-32.

Lehmann, K. M. & Hellwig, E. (1989): Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. (. Aufl., München. Urban & Fischer, 113.

Loesche, G. M., Blunck, U. (1988): Die Schmelz-Ätz-Technik. ZWR 97, 838.

Loesche, G. M. (1990): Colour measurement for comparison of champerchinon conversation rate. In: J Dent Res, 69, 232.

Luthardt, R., Stößel, M., Hinz, M., Vollandt, R. & Lenz, E. (1998): Klinische Studie zur Qualität und Verarbeitung temporärer Kronen – und Brückenkunststoffe. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 9, 633-638.

Lutz, F., Philips, R. W., Roulet, J. F. & Imfeld, Th. (1983): Komposits – Klassifikation und Wertung. Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin, 93, 914.

Lutz, F., Cochran, M. A. & Mörmann, W. (1984): Adhäsive Restauration – Flop oder Hit? In: Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin, 103, 537.

Lutz F., Mörmann, W. & Krejci, I. (1985): Seitenzahnkomposite – Ja, Nein oder Jein? In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 40, 892-896.

Lutz, F., Krejci, I. & Oldenburg, T. R. (1986): Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite restorations: A new technique. In: Quintessence Int, 17, 777-784.

Lutz F., Krejci I, Frischknecht A. (1992a): Lichtpolymerisation. Grundlagen und Praxistips für die korrekte Anwendung. In: Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin, 102, 574-578.

Lutz F., Krejci I, Frischknecht A. (1992b): Lichtpolymerisationsgeräte. In: Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin, 102, 565-572.

Lutz, F., Krejci, I. & Schüpbach, B. (1993): Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. In: Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin, 103, 537.

Marais, J. T., Dannheimer, M. F. G., Germishuys, P. J. & Borman, J. W. (1997): Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity. In: J Dent Assoc S Afr, 52(6), 403-407.

McLean, J. W. (1987): Limitation of posterior composite resins and extending their use with glass-ionomer cements. In: Quintessence Int, 18, 517-529.

Mehl, A., Staunau, H., Schreyger, D., Kunzelmann, K.-H. & Hickel, R. (1995): The influence of precuring on the material properties of composite resin. In: J Dent Res, 74(IADR Abstract 496), 462.

Mehl, A., Manhart, J., Kremers, L., Kunzelmann, K.-H. & Hickel, R. (1997a): Physical properties and marginal of class II composite fillings after softstart-polymerisation. In: J Dent Res, 76 (IADR Abstract 2121), 279.

Mehl, A., Sobota, M. & Hickel, R. (1997b): Softstartpolymerisation von Kompositen in Klasse-V-Kavitäten. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 52, 824-827.

Meier, C. & Lutz, F. (1979): Komposits contra Amalgam: Vergleichende Verschleißfestigkeitsmessungen in vivo: 1-Jahres Resultate. In: Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin, 89, 203-212.

Munksgaard, E. C., Peutzfeld, A. & Asmussen, E. (2000): Elution of TEGMA and BisGMA from a resin composite cured with halogen or plasma light. In: Eur. J Oral Sci, 108 (4), 341-345.

Nakabayashi, N., Kojima, K. & Masuhara, E. (1982): The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. In: J Biomed Mater Res, 16, 265-273.

Nichols, J. I. (2000): Polymerization lights – Light energy and wavelength. In: Quintessence Int, 31, 688-698.

Pashley, D. H. & Pashley, E. L. (1991): Dentin permeability and restorative dentistry: A status report for the American Journal of Dentistry. In: Am J Dent, 4, 5.

Peutzfeld, A., Sahafi, A. & Asmussen, E. (2000): Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. In: Dent Mater, 16, 330-336.

Pilo, R., Oelgiesser, D. & Cardash, H. S. (1999): A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. In: J Dent, 27, 235-241.

Price, R. B. T., Murphy, D. G. & Dérand, T. (2000): Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. In: Quintessence Int, 31, 659-667.

Rahiotis, C., Kakaboura A., Loukidis M., Vougiouklakis G. (2004): Curing efficiency of various types of light-curing units. In: Eur J Oral Sci 112, 89-94.

Rammelsberg, P., Abu Elyan, M. & Erdelt, K. (2001): In-vitro-Untersuchung von adhäsiv verankerten Aufbaufüllungen unter überkronten Zähnen. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 10, 589-593.

Reed, B., Dickens, B., Dickens, S. & Parry, E. (1996): Volumetric contraction measured by a computer-controlled mercury dilatometer. In: J Dent Res, 75, 290.

Reeves, G. W., Fitchi, J. G. Hembree, J .H. & Puckett, A. D. (1995): Micro leakage of new dentin bonding systems using human and bovina teeth. In: Oper Dent, 20, 230-235.

Reinhardt, K.-J. & Vahl, J. (1981): Zur Frage der Aushärtung photopolymerisierbarer Komposite in Unterschnitten. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 44, 165-168.

Reinhardt, K-J. (1991): Der Einfluß der Lichtquelle auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 46, 132-134.

Roberts, S.B., Puckett, A.D., Inman, C.C., Fitchie, J.G. (2000): Comparison of a plasma-arc and a conventional halogen light curing units. In: J Dent Res 79, Abstr.Nr. 1802.

Roeters, J. & de Kloet, H. (1992): Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit. Berlin: Quintessenz.

Roulet, J. F. (1982): Plastische Füllungstherapie im Seitenzahnbereich. In: Der freie Zahnarzt, 26/6, 79-90.

Roulet, J. F., Hirt, T. & Lutz, F. (1984): Surface roughness and marginal behaviour of experimental and commercial composites: an in-vitro study. In: J Oral Rehabil, 11, 499-509.

Roulet, J. F., Noack, M. & Blunck, U. (1987): Die Zahnhalsfüllung. In: W. Kettler: Deutscher Zahnärztekalender. München.

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

Roulet, J. F. (1994): Zahnfarbene Restaurationen als Amalgam-Alternativen. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 49, 859-866.

Roulet, J. F. & Blunk, U. (1996): Probleme und Lösungsansätze der Adhäsivtechnik im Seitenzahnbereich. In: Neue Gruppe, 9, 10-13.

Roulet, J. F. (1997): Adhesive techniques: The standard for the restoration of anterior teeth. In: M. Degrange & J. F. Roulet (eds.): Minimally invasive restorations with bonding. Chicago. Quintessence, 51-59.

Rueggeberg, F. A. & Craig, R. G. (1988): Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. In: J Dent Res, 67, 932-937.

Rueggeberg, F. A., Jordan, D. (1992): Light tip distance and cure of resin composite. In: J Dent Res, 71 (Abstract 661), 188.

Rueggeberg, F. A., Coughman, W. F. & Curtis, J. W. jr. (1994): Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. In: Oper Dent, 19, 26-32.

Rueggeberg, F. A., Coughman, W. F. & Chan, D. C. N. (1999): Realtime conversion and cure rate of a stepped curing source. In: J Dent Res, 78 (IADR Abstract 2325), 396.

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

Ruyter, I. E.. (1985): Monomer systems and polymerization. In: G. Vanherle & D. C. Smith: Posterior composite resin dental restorative materials. Utrecht: Szulc, 109-135.

Sakaguchi, R.L., Ferrcane, J.L. (1998): Stress transfer from polymerisation shrinkage of a chemical cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. Dent Mater 14: 106-111.

Schneider, H. (1995): Konservierende Zahnheilkunde. 6.Auflage. Linnich: Apollonia.

Schroeder, H. E. (1987): Orale Strukturbiologie. Stuttgart. Thieme.

Schroeder, H. E. (1992): Orale Strukturbiologie. Stuttgart: Thieme.

Setz, J., Geis-Gerstorfer, J. & Lin, W. (1991): Zum Einfluß anorganischer Füller auf die Eigenschaft lichtpolymerisierender Komposite. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 46, 657-660.

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

Söderholm, K. J. & Schmidseder, J. (1998): Komposits – Materialkunde. In: J. Schmidseder: Ästhetische Zahnmedizin. Farbatlanten der Zahnmedizin, Band 15. Thieme.

Staehle, H. J. & Hickel, R. (1998): Komposite im Seitenzahnbereich. In: Zahnärztliche Mitteilungen, 88, 1080.

Strickling, W. (1988): Vergleichende Untersuchungen zur Härte von Aufbrennlegierungen und die klinische Relevanz von Härteangaben. In: Medizinische Dissertation, Marburg.

Stutz, F. (2001): Adhäsive Restauration: State of the Art. In: Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin, 111, 98-100.

Swift, J. R., Perdigao, J. & Heymann, H. O. (1995): Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. In: Quintessence Int, 26, 95-110.

Thormann, J. & Lutz, F. (1999a): Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I: Prüfungsprotokoll. In: Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin, 109, 1191-1197.

Thormann, J. & Lutz, F. (1999b): Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten II: Stand 1998. In: Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin, 109, 1299-1312.

Torstensen, B., Brännström, M. (1988): Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. In: Oper Dent, 13, 24.

Uno, S., Assmussen, E. (1991): Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. In: Scand J Dent Res, 99, 440-444.

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

Vanherle, G., Lamperts, P. & Braem, M. (1989): Erfahrung mit Kompositfüllungsmaterialien im Seitenzahnbereich. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 44, 664-668.

van Meerbeck B, Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P. & Vanherle, G. (1992): Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. In: J Dent Res, 71, 1530-1540.

van Meerbeck B, Braem, M., Lambrechts, P. & Vanherle, G. (1994): Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 49, 977-984.

van Meerbeck B., Perdigao, J., Lambrechts, P. & Vanherle, G. (1998): the clinical performance of adhesives. In: J Dent, 26, 1-20.

Versluis A., Sakaguchi R.L., Douglas W.H. (1994): Stress development in composite resins during polymerisation. In: J Dent Res, 73 (IADR Abstract 1000), 226.

Versluis A., Tantbirojn D., Douglas, W.H. (1998): Do dental composites always shrink toward the light. In: J Dent Res, 77, 1435-1445.

Viohl, J. (1982): Polymerisationstiefe von photopolymerisierenden Füllungskunststoffen. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 37, 194-196.

Viohl, J. (1984): Komposite im Seitenzahnbereich aus werkstoffkundlicher Sicht. In: Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 39, 342-348.

Viohl, J., Derman, K., Quast, D. & Venz, S. (1986): Die Chemie zahnärztlicher Füllungsstoffe. München: Hanser-Verlag.

Watts, D. C., Amer, O. M. & Combe, E. C. (1987): Surface hardness development in light-cured composites. Dent Mater, 3, 236-237.

Watts, D.C., Cash, A.J. (1991): Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible light cured materials: methods development. Dent Mater 7(1), 281-7.

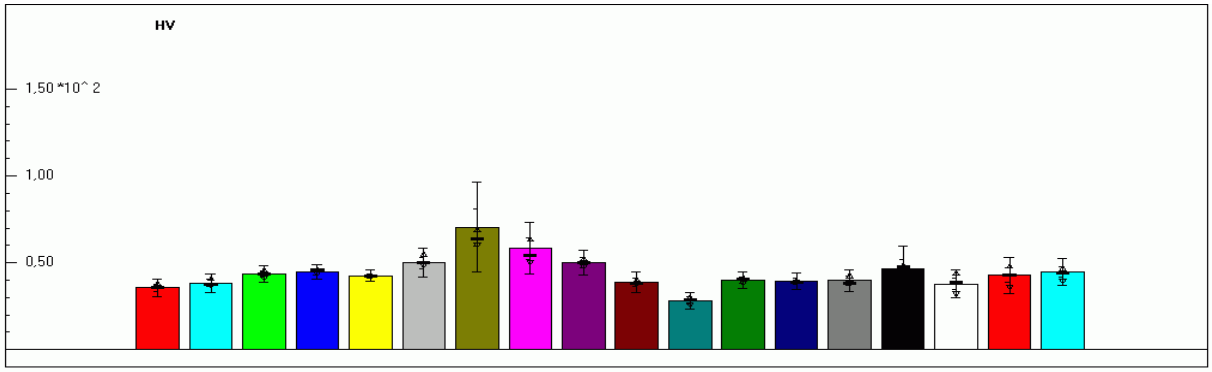
Willems, G., Lamprechts, P. Braem, M. & Vanherle, G. (1993): Composite resins in the 21st century. In: Quintessence Int, 24, 641-657.

Wilson, N. H. F., Smith, G. A. & Wilson, M. A. (1986): A clinical trial of a new visible light-cured posterior composite restorative – initial findings and one-year results. In: Quintessence Int, 16, 643-652.

Xie, D. X., Mai, H., Cruz, J. & Tobia, D. (2000): Shrinkage of composites cured using optilux 501. In: J Dent Res, 79 (IADR Abstract 1798), 328.

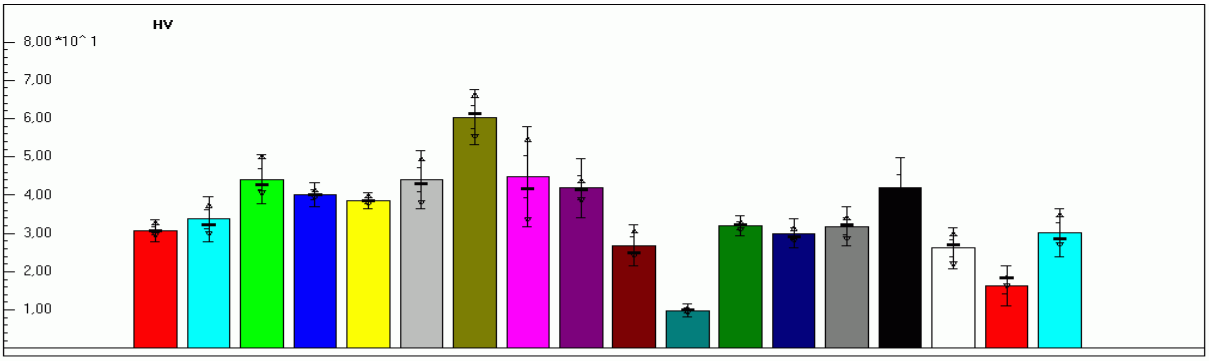
Yearn, J. A. (1985): Factors effecting cure of visible light activated composites. Int Dent J, 35, 218-225.

10 Anhang



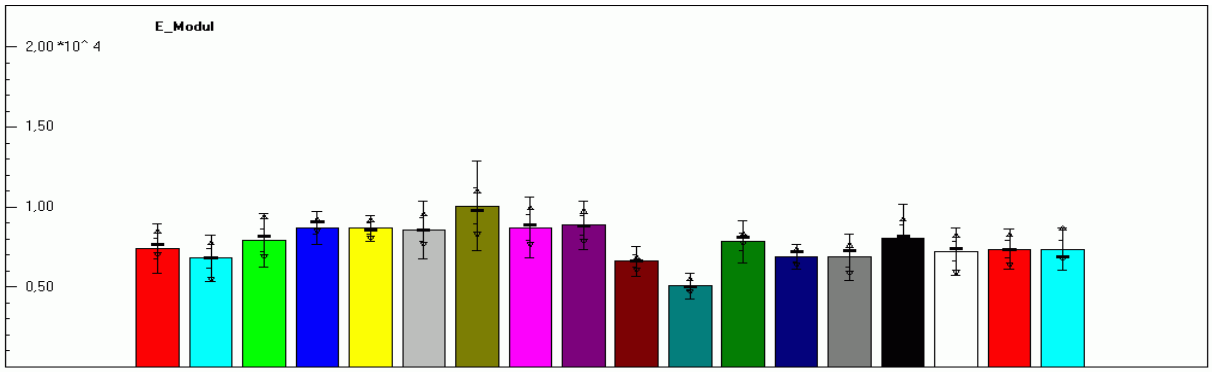
X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25
Mean	35,550	38,285	43,490	44,743	42,464	49,933	70,379	58,342	49,957	38,822	28,249	40,051	39,469	39,805	46,686	37,880	42,816	44,766
StdDev	5,016	5,237	4,855	4,282	3,226	8,236	25,860	14,999	6,971	5,709	4,640	4,680	4,668	6,248	12,967	7,893	10,440	7,798
Median	35,913	37,731	43,772	46,174	42,432	50,107	63,475	54,445	50,028	38,332	28,504	40,690	38,596	37,947	47,718	38,820	43,165	44,177
Gauss (=1)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1
LSD-Class	[B	BCD	DEF	EFG	CDEF	G	I	H	G	BCD	A	BCDE	BCDE	BCDE	FG	BC	CDEF	EFG]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.1: *Darstellung der Härte an der Oberfläche (18 Lichtkonzepte)*



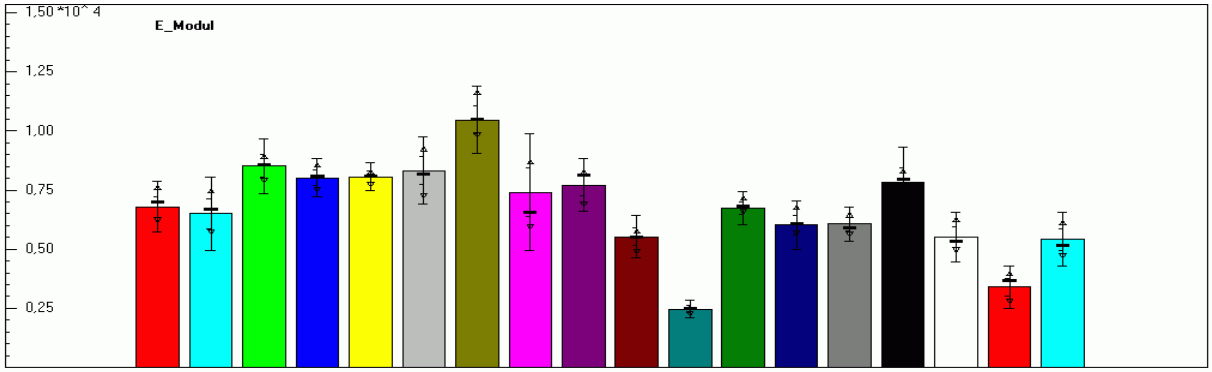
X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	24	26	25
Mean	30,689	33,781	44,144	40,102	38,485	43,990	60,311	44,823	41,871	26,882	9,871	31,919	29,977	31,846	42,048	26,150	16,335	30,092
StdDev	2,764	5,939	6,458	3,084	2,058	7,647	7,170	13,182	7,696	5,414	1,707	2,622	3,756	5,161	7,700	5,407	5,142	6,304
Median	30,709	32,171	42,842	40,221	38,517	43,062	61,266	41,596	41,323	25,013	9,917	32,200	29,253	32,166	40,394	26,931	18,325	28,619
Gauss (=1)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1
LSD-Class	[EF	F	I	GH	G	I	J	I	GHI	CD	A	EF	DE	EF	HI	C	B	DE]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.2: *Darstellung der Härte an der Unterfläche (18 Lichtkonzepte)*



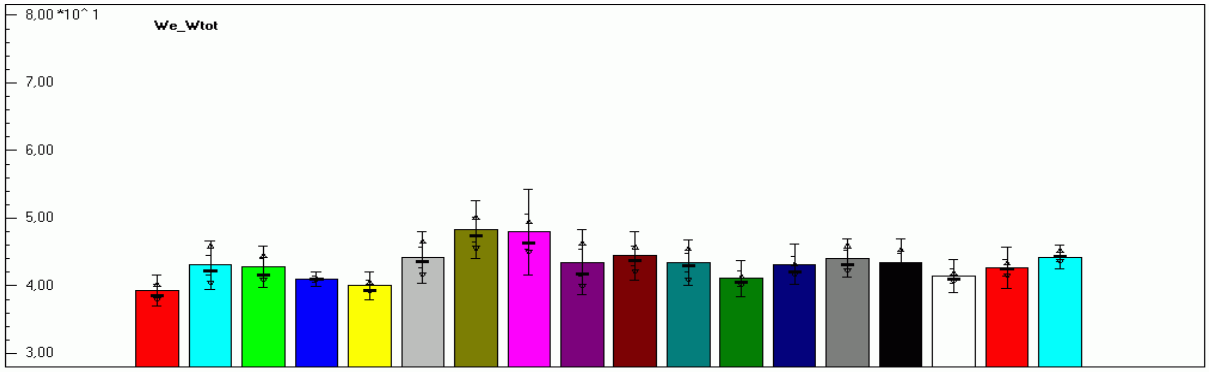
X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25
Mean	7416,256	6794,513	7919,897	8712,934	8672,735	8571,800	10078,241	8718,816	8859,775	6604,587	5075,412	7831,060	6883,371	6866,020	8045,765	7229,011	7368,844	7366,081
StdDev	1533,880	1456,694	1672,969	1039,671	823,744	1804,917	2774,999	1890,539	1486,233	939,955	813,881	1294,767	749,804	1432,417	2107,391	1488,873	1267,952	1332,125
Median	7658,170	6835,350	8210,300	9094,360	8588,040	8536,110	9792,950	8899,990	8811,820	6608,290	5002,170	8139,160	7223,120	7249,120	8192,630	7405,890	7366,640	6860,990
Gauss (=1)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
LSD-Class	[BC	B	CDE	EF	DEF	DEF	G	EF	F	B	A	CD	B	B	CDEF	BC	BC	BC]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.3: *Darstellung des E-Moduls an der Oberfläche (18 Lichtkonzepte)*



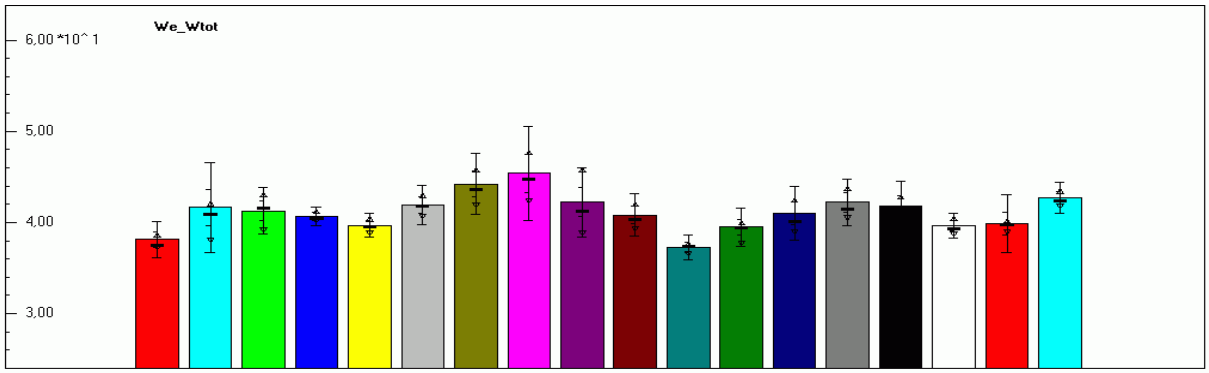
X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	24	26	25
Mean	6790,574	6498,561	8515,784	8020,432	8068,258	8315,438	10472,562	7412,496	7718,165	5521,381	2470,259	6736,112	6018,487	6066,598	7818,867	5508,055	3393,290	5416,563
StdDev	1070,537	1544,073	1167,854	806,315	572,300	1422,516	1433,394	2478,600	1104,634	892,481	390,553	682,431	1017,570	715,280	1479,562	1043,682	903,932	1128,580
Median	6988,420	6712,770	8560,740	8083,170	8107,810	8170,400	10491,600	6539,770	8142,000	5522,830	2474,410	6820,430	6066,080	5899,020	7947,980	5348,090	3684,745	5163,450
Gauss (=1)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
LSD-Class	[EF	DE	I	GHI	GHI	HI	J	FG	GH	C	A	E	CD	CD	GH	C	B	C]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.4: *Darstellung des E-Moduls an der Unterfläche (18 Lichtkonzepte)*



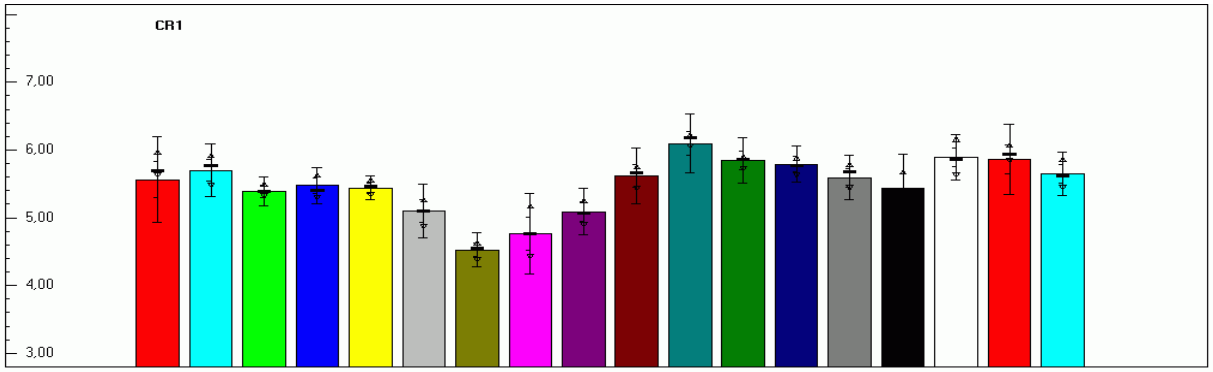
X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25
Mean	39,246	43,059	42,778	40,980	40,016	44,165	48,320	47,976	43,464	44,429	43,416	41,066	43,178	44,067	43,386	41,453	42,656	44,240
StdDev	2,305	3,641	3,030	1,039	2,043	3,783	4,325	6,314	4,851	3,563	3,338	2,654	2,987	2,829	3,508	2,464	3,079	1,743
Median	38,472	42,167	41,568	41,031	39,262	43,509	47,406	46,253	41,805	43,661	42,958	40,496	42,006	43,116	41,818	40,971	42,459	44,406
Gauss (=1)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
LSD-Class	[A	DE	CDE	ABC	AB	E	F	F	E	E	E	ABC	DE	E	E	BCD	CDE	E]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.5: *Darstellung der elastischen Energie an der Oberfläche (18 Lichtkonzepte)*



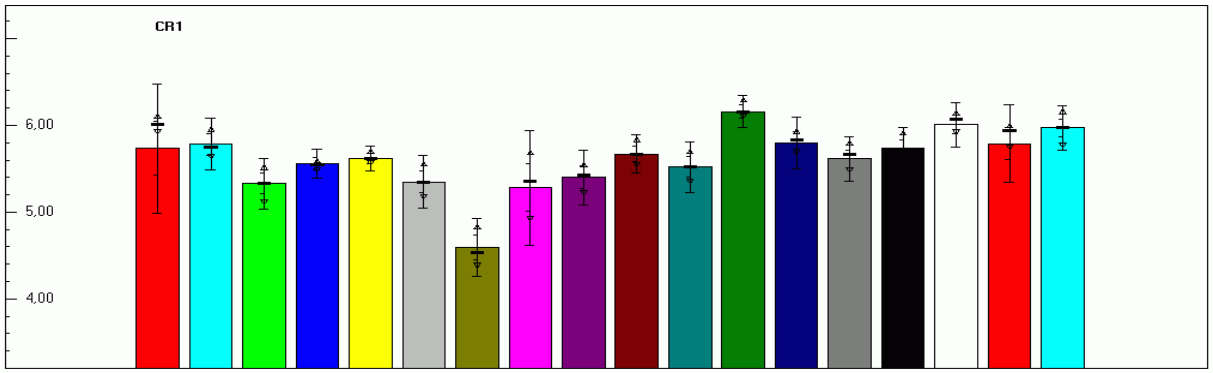
X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	24	26	25
Mean	38,135	41,640	41,284	40,645	39,660	41,925	44,235	45,395	42,222	40,822	37,302	39,495	40,997	42,229	41,785	39,636	39,884	42,725
StdDev	1,980	4,891	2,570	1,021	1,296	2,129	3,358	5,158	3,803	2,362	1,354	2,090	2,981	2,567	2,778	1,394	3,154	1,660
Median	37,478	40,887	41,614	40,438	39,556	41,783	43,624	44,731	41,225	40,294	37,342	39,377	40,151	41,485	41,399	39,308	39,734	42,341
Gauss (=1)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
LSD-Class	[AB	EFG	DEFG	CDE	BC	EFG	HI	I	FG	CDEF	A	BC	CDEF	FG	EFG	BC	CD	GH]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.6: *Darstellung der elastischen Energie an der Unterfläche (18 Lichtkonzepte)*



X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25
Mean	5,562	5,700	5,387	5,474	5,440	5,101	4,527	4,766	5,091	5,618	6,097	5,852	5,791	5,593	5,438	5,889	5,862	5,649
StdDev	0,635	0,388	0,210	0,270	0,180	0,395	0,253	0,591	0,348	0,410	0,432	0,336	0,263	0,330	0,502	0,334	0,520	0,316
Median	5,690	5,764	5,397	5,409	5,473	5,106	4,547	4,763	5,065	5,663	6,187	5,861	5,768	5,681	5,408	5,864	5,931	5,623
Gauss (=1)	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1
LSD-Class	[DEF	FGHI	D	DE	DE	C	A	B	C	EFG	J	HI	GHI	DEFG	DE	IJ	HI	EFGH]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.7: *Darstellung der Eindringtiefenänderung (Kriechen) an der Oberfläche (18 Lichtkonzepte)*



X-Variable	Progrnr																	
Group	free_1	free_2	tri_1	tri_2	tri_3	astra_1	astra_2	astra_3	astra_4	GC_1	GC_2	GC_3	GC_4	GC_5	GC_6	GC_7	GC_8	GC_9
N	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	24	26	25
Mean	5,732	5,783	5,328	5,559	5,614	5,346	4,594	5,280	5,400	5,671	5,519	6,160	5,800	5,613	5,735	6,008	5,790	5,969
StdDev	0,749	0,302	0,290	0,171	0,144	0,305	0,335	0,661	0,317	0,218	0,293	0,183	0,296	0,256	0,237	0,256	0,444	0,251
Median	6,014	5,746	5,335	5,550	5,616	5,348	4,537	5,358	5,428	5,670	5,525	6,156	5,832	5,666	5,694	6,069	5,941	5,977
Gauss (=1)	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1
LSD-Class	[FG	GH	BC	DEF	EFG	BC	A	B	BCD	EFG	CDE	I	GH	EFG	FG	I	GH	HI]
p(AOV)	0,000 ***																	

Abb.8: *Darstellung der Eindringtiefenänderung (Kriechen) an der Unterfläche (18 Lichtkonzepte)*

11 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Differenzierung der Hybridkomposite 10

Abbildung 2: Halogen-Lampe Elipar Trilight 39

Abbildung 3: Halogen-Lampe Astralis 10 40

Abbildung 4: LED-Lampe Elipar Freelight 40

Abbildung 5: LED-Lampe GC e-light 41

Abbildung 6: Probenhalter 42

Abbildung 7: SSA-Gerät und Messeinheit 42

Abbildung 8: Schematische Darstellung der Messmethodik (Dullin, München 1998) 45

Abbildung 9: Al-Probenhalter in geschlossenem Formaufsatz 46

Abbildung 10: SSA-Gerät mit Pietzo-Translator und Lastmessdose 47

Abbildung 11: Messkammer mit eingelegtem Formaufsatz 47

Abbildung 12: Tischhalterung mit Licht und Temperatursensor 48

Abbildung 13: Darstellung des Probenkörpers 51

Abbildung 14: Vickershärteprüfgerät Fischerscope H100C 52

Abbildung 15: Objektträgertisch 52

Abbildung 16: Senkmechanismus und Prüfkraftanzeiger 53

Abbildung 17: Messtisch mit Kompositprobe unter Messzylinder 56

Abbildung 18: Polymerisationskraft der Astralis 10 bei 300 s 57

Abbildung 19: Polymerisationskraft der Elipar Trilight und Elipar Freelight bei 300s 58

Abbildung 20: Polymerisationskraft der GC e-light bei 300 s 58

Abbildung 21: Polymerisationskraft der GC e-light bei 460 s 59

Abbildung 22: Polymerisationsspannung als Funktion der Belichtungskonzepte 60

Abbildung 23: Darstellung der Spannungen der 18 Lichtkonzepte 61

Abbildung 24: Darstellung des Gelpunktes der Elipar Trilight und Elipar Freelight 62

Abbildung 25: Darstellung des Gelpunktes der Astralis 10 63

Abbildung 26: Darstellung des Gelpunktes der GC e-light 64

Abbildung 27: Reaktionsgeschwindigkeit als Funktion des Belichtungskonzeptes 64

Abbildung 28: Darstellung der Gelpunkte der 18 Lichtkonzepte 65

Abbildung 29: Härtewerte an Ober- bzw. Unterseite der Prüfkörper 67

12 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Standard-Zusammensetzung von Tetric Ceram 38

Tabelle 2: Polymerisationskonzepte und deren Durchschnittskräfte 60

Tabelle 3: Vickershärte an Ober- bzw. Unterseite des Probenkörpers 68

Tabelle 4: E-Modul, elastische Energie und Eindringtiefenänderung 71

Tabelle 5: Kendall-tau-b Korrelationsanalyse 72

13 Anhangverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung der Härte an der Oberfläche 105

Abbildung 2: Darstellung der Härte an der Unterfläche 105

Abbildung 3: Darstellung des E-Moduls an der Oberfläche 106

Abbildung 4: Darstellung des E-Moduls an der Unterfläche 106

Abbildung 5: Darstellung der elastischen Energie an der Oberfläche 107

Abbildung 6: Darstellung der elastischen Energie an der Unterfläche 107

Abbildung 7: Darstellung der Eindringtiefenänderung an der Oberfläche 108

Abbildung 8: Darstellung der Eindringtiefenänderung an der Unterfläche 108

14 Danksagung

Sehr großer Dank gebührt Herrn Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann, der mir diese interessante Thematik bereitgestellt hat, und mir eine umfassende Betreuung zu kommen ließ.

Bei Frau Dipl. Ing. Nicoletta Ilie bedanke ich mich für die Hilfe im tribologischen Labor, und die Unterstützung an den Vesuchseinheiten.

Herrn Prof. Dr. R. Hickel, Direktor der Polyklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München danke ich für die Infastruktur an der Klinik, die diese Arbeit erst möglich gemacht hat.

Weiterer Dank gilt Herrn Dipl. Ing. Thomas Obermeier und Herrn OA Dr. Hans Peter Flessa, die immer, wenn es Fragen und Probleme mit der Software oder dem PC gab, mir, mit Rat und Tat zur Seite standen.

Aufrichtigst möchte ich mich auch bei meiner Großmutter, meinen Eltern, meiner Schwester und meiner Lebenspartnerin Karin Hahne bedanken, die mich in dieser ganzen Zeit in jeglicher Form unterstützt haben, und ohne die ich sicher nicht dort wäre, wo ich jetzt bin.

Auch Euch, lieber Lutz und Johannes, vielen Dank für Eure Hilfe.

15 Lebenslauf

Angaben zur Person

Name:	Markus Hans Joachim Hiebsch
Geboren am:	16. März 1972 in Singen am Hohentwiel
Eltern:	Dipl. Ing. Gerhard F. Hiebsch, Patentanwalt
	Brigitte Hiebsch, Hausfrau
Eine Schwester:	Claudia Hiebsch LL.M. IP Ass.jur., geb. 12. Januar 1974,
Familienstand:	ledig
Staatsangehörigkeit:	Deutscher

Schulausbildung

1979-1983	Grundschule in Singen-Bohlingen
1983-1992	Evangelisches Internatsgymnasium Schloß Gaienhofen
	Abitur Mai 1992

Wehrdienst

Okt. 1992-Okt 1993	Grundwehrdienst in Immendingen/Fahl/Sigmaringen
	10. Panzerdivision

Hochschulausbildung

WS 1993-WS 1994	Studium der Verfahrenstechnik an der TU Stuttgart
	Abbruch im 3. Semester
SS 1995- SS 2002	Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig Maximilian Universität München
	Staatsexamen 12. Juli 2002, Approbation Aug. 2002

Berufstätigkeit

Okt. 2003 – Nov. 2005	Assistenzzahnarzt in der Praxis Dres. Dr. Ganshorn in München