

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

Einfluss der Belichtungsart auf das Polymerisationsverhalten moderner Komposite

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

Vorgelegt von Katja Trixner
aus Klagenfurt

2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K.H. Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. I. Rudzki-Janson

Mitbetreuung durch die
promovierte Mitarbeiterin: Dr. N. Ilie

Dekan: Prof. Dr. Dietrich Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 07. 12. 2006

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1 EINLEITUNG	1
2 LITERATURÜBERSICHT	2
2.1 Einführung.....	2
2.2 Lichtspektrum.....	3
2.3 Initiatorsysteme.....	5
2.4 Formen der Lichtgewinnung.....	7
2.4.1 UV-Lampen.....	7
2.4.2 Halogenlampen.....	8
2.4.3 Plasmakurzbogenlampen.....	10
2.4.4 Argon Laser.....	12
2.4.5 Blaue LED-Lampen.....	14
2.4.6 Übersicht der Lampensysteme.....	18
2.5 Polymerisationsschrumpfung.....	20
2.5.1 Unerwünschte Folgen.....	22
2.5.2 Lösungsansätze zur Schrumpfungproblematik.....	23
2.5.2.1 Modulation der Lichtintensität.....	23
2.5.2.2 Veränderung der chemischen Zusammensetzung.....	24
2.6 Ziele der Studie.....	26
3 MATERIAL UND METHODE	27
3.1 Materialcharakterisierung.....	27
3.2 Messmethodik.....	32
3.2.1 Die Belichtungsquelle.....	32

3.2.2 Messung der Polymerisationsschrumpfung bzw. Spannung.....	35
3.2.2.1 Vorstellung der Messmethode.....	35
3.2.2.2 Geometrie der Probenkörper.....	37
3.2.2.3 Aufbau des Mess- Systems.....	37
3.2.3 Mechanische Eigenschaften.....	41
3.2.3.1 Universalhärtemessverfahren.....	41
4 ERGEBNISSE	46
4.1 Ergebnisse zur Polymerisationsschrumpfungsmessung mit der SSA-Maschine	47
4.1.1 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung von Charisma.....	48
4.1.2 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung von Enamel plus-HFO.....	50
4.1.3 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung von Palfique Estelite Low Flow.....	52
4.1.4 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung von Filtek Supreme.....	54
4.1.5 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung von Tetric	56
4.1.6 Anstiegssteilheit der Kurvenverläufe	58
4.2 Mechanische Eigenschaften	59
4.2.1 Astralis-HIP	63
4.2.2 Astralis-Pulse.....	64
4.2.3 Easy Cure- Programm 4.....	65
4.2.4 Swiss Master Light EMS.....	66
4.2.5 Freelight 2-Exponentiell	67
4.2.6 Freelight 2- Standard.....	68
4.2.7 GC-Fast cure.....	69
4.2.8 GC-Pulse.....	70
4.2.9 GC- Soft cure A.....	72
4.2.10 GC-Standard	73

4.2.11 GC-Turbo.....	74
4.3 Tabellarische Zusammenfassung der Materialeigenschaften.....	76
4.3.1 Charisma.....	76
4.3.2 Enamel plus-HFO.....	77
4.3.3 Palfique Estelite Low Flow.....	78
4.3.4 Filtek Supreme.....	80
4.3.5 Tetric.....	81
4.4 Korrelationen zwischen den Materialeigenschaften.....	82
5 DISKUSSION.....	83
6 ZUSAMMENFASSUNG.....	92
7 LITERATURVERZEICHNIS.....	95
8 ANHANG.....	100

1 Einleitung

Die bestmögliche Polymerisation von lichthärtenden Werkstoffen im Patientenmund ist eine wesentliche Voraussetzung für den langfristigen klinischen Behandlungserfolg. In den letzten Jahren ist sowohl die Entwicklung der inzwischen unüberschaubaren Anzahl an Kompositprodukten, als auch des technischen Equipments zur Lichtpolymerisation so weit voran geschritten, dass es opportun erscheint mit Hilfe einer vergleichenden Studie den gegenwärtigen Stand von Wissenschaft und Technik aufzuzeigen. So gibt es neben den konventionellen Halogenlampen zur Aushärtung des Komposits, inzwischen auch Plasma-Lichtbogenlampen, Laser- und LED-Polymerisationsgeräte. Diese Fortschritte dienen alle dem Ziel einer schnellen und vollständigen Polymerisation mit möglichst geringer Schrumpfungsrage. Die Polymerisationsschrumpfung, also die Volumenreduktion während der Polymerisation, die sich als Kontraktionsspannung an der Kontaktfläche zum Zahn bemerkbar macht, ist eine der Hauptursachen für Randspaltbildung und Sensibilitäten nach dem Einsetzen der Füllung. Eine vollständige Polymerisation, also eine hohe Polymerisationsrate spiegelt sich nicht nur in verbesserten mechanischen Eigenschaften, chemischer Stabilität und höherer Lebensdauer des Materials, sondern, in erster Linie in der Gesundheit der Patienten wieder. Es verbleiben keine allergenen Substanzen im Material zurück, die im Fall einer unvollständigen Polymerisation durch den Speichel herausgelöst würden und toxische Reaktionen hervorrufen. Ziel dieser Arbeit ist ein Vergleich der neuen Polymerisationsgeräte mit den herkömmlichen Halogenlampen. Dies wird mit Hilfe der materialtechnischen Eigenschaften von fünf unterschiedlich zusammengesetzten Kompositen während und nach der Aushärtung durch diese unterschiedlichen Lampensysteme untersucht. Es soll dem Kliniker erleichtern, die für seine Anforderungen optimale Kombination aus Lichtquelle und Kunststoff zu finden, um so ein optimales Arbeitsergebnis und eine langlebige Restauration gewährleisten zu können.

2 Literaturübersicht

2.1 Einführung

Ein Meilenstein in der Geschichte der restaurativen Zahnheilkunde war die Entwicklung von lighthärtenden Komposit Materialien. Sie bilden die Basis sowohl für minimal-invasive als auch für mittelgroße adhäsive Füllungen im Front- und Seitenzahnbereich. Die Lichtpolymerisation von Kompositen bietet dem Zahnarzt gegenüber der chemischen Härtung eine Reihe von Vorteilen. Neben der zeitlichen Steuerbarkeit der Aushärtereaktion ist eine bessere Modellierbarkeit und eine Vermeidung von Materialporositäten durch Lufteinschlüsse infolge des manuellen Mischvorganges (beim 2-Komponenten System) und der daraus resultierenden negativen mechanischen Eigenschaften zu konstatieren. Durch die nun möglich gewordene Inkrementtechnik konnte sowohl die Schrumpfung besser kontrolliert als auch die Ästhetik der Restaurationen, mit Hilfe von Mehrfarbschichtung gesteigert werden. Das breiteste Anwendungsfeld finden lighthärtende Komposite in der restaurativen Zahnheilkunde. Dort werden sie zur Füllungstherapie als Fissurenversiegeler und als Befestigungsmaterial für Veneers eingesetzt. Selbst- bzw. dualhärtende Komposite finden Anwendung als Stumpfaufbaumaterial oder als Kompositzement für das Eingliedern von indirekten Restaurationen aus Komposit und Vollkeramik. Voraussetzung für den langfristigen Behandlungserfolg bei klinischen Komposit-Restaurationen ist eine vollständige, korrekte Polymerisation, optimales Material und ein geeignetes Bonding-System. Eine unvollständige Aushärtung kann die mechanischen und physikalischen Materialeigenschaften beeinträchtigen und zu einer erhöhten Wasseraufnahme und damit zu Verfärbungen führen (3M Espe 2001). Es wurde eine Vielzahl von Geräten entwickelt um den hohen Anforderungen einer guten Polymerisation gerecht zu werden.

Für die Erzeugung von Licht im blauen Wellenlängenbereich werden neben den bekannten Halogenlampen auch LED-Lampen, Plasmalampen und Laser eingesetzt, die verschiedene Prinzipien der Lichtgewinnung anwenden. Grundsätzlich gilt: Jedes Lichtquant (Photon), das von einem Licht härtegerät auf einer ganz bestimmten Wellenlänge emittiert wird, ist gleich effektiv. Die Anzahl der Photonen, die auf eine spezifische Oberfläche einwirken (Strahlenflußdichte gemessen in mW/cm^2), und die Wellenlängenverteilung dieser Photonen sind Schlüsselfaktoren. Die Belichtungszeit, die man für eine ausreichende Kompositpolymerisation benötigt, wird durch mehrere Faktoren determiniert wie zB. die Lichtintensität der Lampe (mW/cm^2), Farbe, Transluzens und Struktur des Komposits (Mikrofüller-vs. Hybridkomposit) und Art und Konzentration der verwendeten Initiatoren. (Manhart 2003) Im Folgenden werden die Prinzipien der Lichtgewinnung mit den damit verbundenen Vor- und Nachteilen näher beschrieben.

2.2 Lichtspektrum

Bevor man auf verschiedene Technologien eingehen kann ist es notwendig das Licht als solches und das Zusammenspiel mit den Initiator Systemen, die den Aushärteprozess starten zu verstehen. *Licht* ist eine elektromagnetische Strahlung, die ein weites Spektrum an Energie umfasst, welches durch Wellenlängen bestimmt ist. Erst durch die Relativitätstheorie und die Quantenelektrodynamik ist es möglich, alle Erscheinungen in einer Theorie zusammenzufassen. Das Licht wird dabei ebenso wie die materiellen Teilchen durch ein veränderliches Wellenfeld beschrieben, das durch den Vorgang der Quantisierung die Zahl der vorhandenen Lichtteilchen (Lichtquanten, Photonen) anzugeben gestattet (Das moderne Lexikon). Das elektromagnetische Spektrum ist in mehrere verschiedene Bereiche eingeteilt, die durch Wellenlängen charakterisiert sind. In Bezug auf die Lichtpolymerisation sind, als die drei wichtigsten Bereiche, Infrarot (IR), der sichtbare und der ultraviolette (UV) Abschnitt zu nennen. *UV-Licht* besteht aus Photonen mit einer Wellenlänge zwischen 10 bis 400nm. Diese Photonen sind sehr energiereich und können nicht nur Elektronen, die sich in einer Chemischen Bindung befinden bewegen, sondern sie können solche Verbindungen sogar zerstören. Deshalb spielen UV-Photonen bei viele chemischen Reaktionen eine entscheidende Bedeutung. Durch die große Energie, die mit einer hohen Absorptionsrate gekoppelt ist, kann es neben dem Bruch von Bindungen zu schwer kontrollierbaren Nebenwirkungen kommen. Unachtsam ein-

gesetzt, kann UV-Licht sowohl die Eigenschaften des verwendeten Komposits nachteilig beeinflussen, als auch zur Schädigung des oralen Gewebes führen. Da UV-Photonen für das menschliche Auge unsichtbar sind, aber hier ebenfalls eine gesundheitliche Gefahr darstellen, ist Licht dieser Wellenlänge nur unter großer Vorsicht einsetzbar. *Sichtbares Licht* umfasst einen Wellenlängenbereich von 400 bis 750nm, mit rotem im energiearmen und violettem Licht im energiereichen Bereich. Die meisten Materialien absorbieren sichtbares Licht nur schwach und streuen oder reflektieren diese Photonen nur. Der aufgenommene Teil der Lichtquanten kann jedoch zu Bewegungen der Elektronen in ihrer chemischen Bindung und in Folge, zu chemischen Reaktionen zwischen Molekülen führen. *Infrarote Strahlung* schließt ab 750nm an den sichtbaren Wellenbereich an und reicht bis 1mm. Infrarotes Licht verursacht in der durchstrahlten Materie eine innermolekulare Schwingung, die schnell zu einer generalisierten Molekularbewegung führt. Dabei kommt es zu einem Temperaturanstieg. Infrarote Photonen haben aber nicht genug Energie um chemische Verbindungen zu verändern oder zu brechen und sind daher kein Bestandteil chemischer Reaktionen. Exzessive Infrarot-Energie kann sich auf temperatursensibles Gewebe wie die Pulpa schädlich auswirken (Hammesfahr 2002).

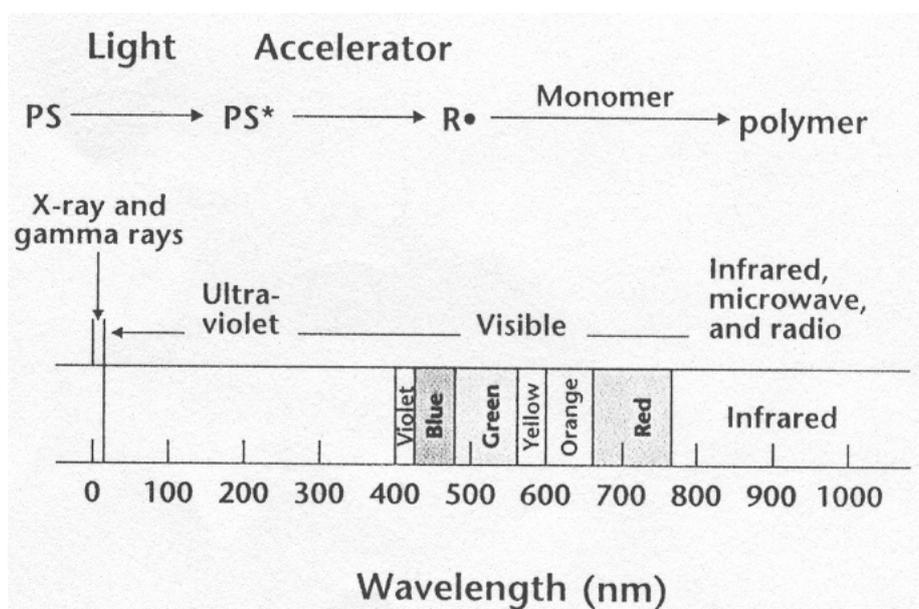


Abb.2.2.-1 Photoinitiator Prozess und elektromagnetisches Spektrum (Hammesfahr 2002)

2.3 Initiatorsysteme

Die Initiatoren starten die Polymerisationsreaktion des Komposits, wenn sie von Licht ausreichender Intensität und im kompatiblen Wellenlängenbereich aktiviert werden und zu Radikalen zerfallen. Dabei geschieht folgendes: die funktionelle Gruppe des Initiatorsystems absorbiert ein Photon und das Molekül wird dadurch in einen angeregten Zustand gehoben. In diesem verbleibt es solange, bis die Energiezufuhr durch Licht unterbrochen wird. Wenn das Initiatorsystem in diesem reaktionsfähigen Zustand auf ein Amin trifft, beginnt ein Elektronentransfer, der zur Bildung eines freien Radikals führt. Amine werden Kompositen zugefügt um die Reaktionszeit des Materials zu verkürzen. Ein freies Radikal ist ein extrem energiereiches Molekül mit einem ungepaarten Elektron in seiner äußersten Schale. Dieses Radikal strebt danach eine kovalente Bindung mit einer anderen Gruppen einzugehen. Es interagiert mit den ungesättigten C=C Doppelbindungen der Kompositmonomere (bifunktionelle Moleküle), und es erfolgt ein radikalisches Kettenwachstum (linear und dreidimensionale Verzweigung). Bei diesem Kettenwachstum wird der Radikal-Monomer-Komplex selbst zum Radikal und sucht nun seinerseits nach einer C=C Verbindung um zu reagieren. Die Polymerisationsreaktion bricht ab, wenn zwei Radikale aufeinander treffen. In Anwesenheit von Sauerstoff, reagieren die Radikale bevorzugt mit diesem Element wodurch Peroxide entstehen. In diesem, Sauerstoff-Inhibitionsschicht genannten Bereich, findet deshalb keine Polymerisation statt und es bleiben unveränderte Monomere zurück (Rueggeberg 1999). Die Zahl der aktivierten Fotoinitiatoren während der Lichtpolymerisation ist von der Zahl der Fotoinitiatoren die im Material beinhaltet sind, der Zahl der Photonen denen das Material ausgesetzt wird und der Energie der Photonen abhängig. Die Anzahl der Fotoinitiatoren in einem Material ist eine vom Hersteller festgesetzte Materialeigenschaft, während die Zahl und Energie der Photonen durch die Auswahl der Lichtquelle eingestellt werden kann. Die Aktivierung des Fotoinitiators wirkt dann am besten, wenn die Photonenenergie (Wellenlänge) der benötigten Aktivierungsenergie der Initiatoren gleicht (Ilie 2003). Der meist eingesetzte Initiator für Dentalmaterialien, Kampherchinon (CQ), zeigt ein Absorptionsspektrum zwischen (360-550) nm mit einem Maximum bei 470 ± 20 nm. Alternative Initiatorsysteme (wie z.B. Lucerin) haben ein Maximum des Absorptionsspektrums bei Wellenlängen kleiner als 450 nm (Hofmann 2002). Sie werden vor allem bei sehr hellen Kompositfarben zur Versorgung von gebleichten Zähnen (z.B. Tetric Bleach) eingesetzt, da die Eigenfarbe des CQ zu gelb ist.

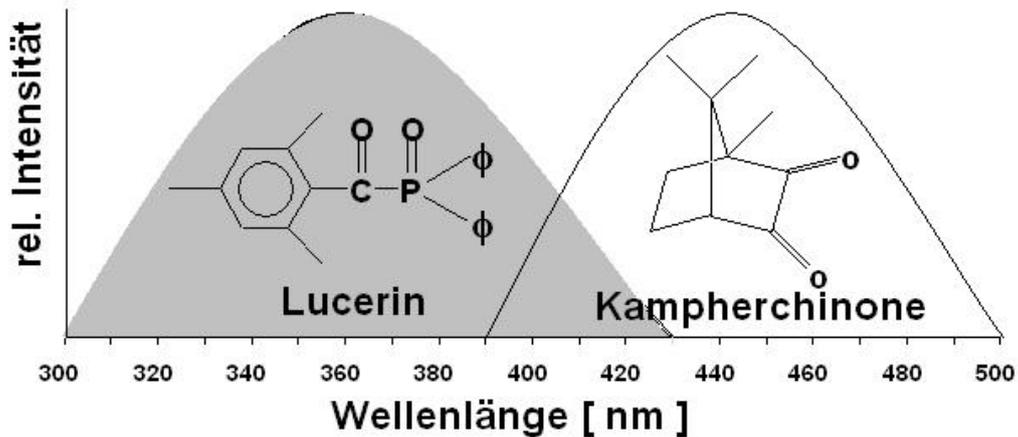


Abb.2.2.-2 Absorptionsspektren der Initiatorsystem

Diese Überlegungen zeigen, dass die relevanten Lichteigenschaften für die Aktivierung des Initiators, die Wellenlänge und die Zahl der Photonen sind. Demnach kann die Korrelation zwischen Photonenzahl (= Dosis) und Lichtintensität auf folgende Weise beschrieben werden:

$$\text{Dosis} \sim \text{Lichtintensität} \times \text{Zeit} \quad (\text{Althoff 2000})$$

Um eine ausreichende Polymerisation der Kompositfüllungen zu erreichen, sollte die Belichtungsdosis bei ungefähr 16000 mWs/cm^2 liegen (Koran 1998). Die Strategie einer optimalen Polymerisation ist das Erreichen einer hohen Konversionsrate durch eine minimale Anzahl von aktivierten Fotoinitiatoren, die entweder durch ein Minimum an Photonen oder ein Minimum der Lichtdosis erreicht werden kann. Althoff (2000) zieht aus diesen Überlegungen folgende Richtlinien für eine optimale Polymerisation eines Materials raus:

1. Für eine optimierte Wellenlänge wird eine optimale Polymerisation durch eine minimale Lichtdosis erreicht.

2. Die Belichtung eines Materials soll so gestaltet werden, dass interne Spannungen durch Fließen des Materials vor dem Erreichen des Gelpunktes abgebaut werden können.
3. Eine oberste Intensitätsbegrenzung muss respektiert werden. Für die Polymerisation einer Füllung ist jedoch aus ökonomischen Gründen eine kurze Aushärtungszeit erwünscht. Wenn die Gleichung: $\text{Dosis} \sim \text{Lichtintensität} \times \text{Zeit}$ berücksichtigt wird, würde eine Halbierung der Zeit eine Verdoppelung der Lichtintensität erfordern, um die gleiche Dosis zu erreichen. Eine Erhöhung der Intensität kommt jedoch mit der zweiten Richtlinie im Konflikt, da eine hohe Lichtintensität und eine verkürzte Polymerisationszeit keinen Raum für den Abbau interner Spannungen lässt. Außerdem wird durch eine höhere Intensität auch die Effizienz der Fotoinitiatoren herabgesetzt, wie schon oben geschildert, was eine höhere Dosis für eine gleiche Konversionsrate erfordert. Weiterhin wird durch die Erhöhung der Lichtintensität während der Polymerisation auch die Temperatur in der Pulpa deutlich erhöht, was negative Konsequenzen mit sich bringen kann.

2.4 Formen der Lichtgewinnung

2.4.1 UV-Lampen

Mit Hilfe von UV-Strahlung wurden lichthärtende Komposite der ersten Stunde gehärtet. Als Fotoinitiatoren wurden Benzoin Alkyl Ether verwendet und eine der ersten Lichtquellen war die DENTSPLY/Caulk NUVA Lampe (Hammesfahr 2002). Es stellte sich aber heraus, dass UV-Lampen vor allem aus arbeitshygienischen Gründen und durch die limitierte Eindringtiefe nicht den Anforderungen entsprachen (Ilie 2003). Hinzu kam, dass es durch UV Strahlung zur Schädigung der Augen und einem Bruch der Molekularstruktur im Komposit kommen kann. Diese entscheidenden Nachteile führten zur Entwicklung von Geräten die Licht im sichtbaren Wellenlängenbereich produzieren und diese verdrängten die UV-Lampen vom kommerziellen Markt.

2.4.2 Halogenlampen

Die bisher meist verwendeten Lichtquellen für die Polymerisation von Kompositen sind Halogenlampen (QTH = quartz tungsten halogen). Die emittierte Strahlung dieser Lampen wird zu einem Spektrum gefiltert, das zwischen 380 nm und 400 nm beginnt und zwischen 500 und 520 nm endet (Hofmann 2002). Zur Lichterzeugung wird ein Stromfluß durch eine dünne Wolframspindel, die sich in einem mit Halogenen gefüllten Quarzglasleuchtkörper befindet, eingesetzt. Der Wolframdraht stellt einen elektrischen Widerstand dar, der sich durch den Stromfluß stark erhitzt (2000-3000°C) und elektromagnetische Strahlung in Form von sichtbarem weißen Licht abstrahlt. Halogenlampen besitzen ein breites kontinuierliches Emissionsspektrum, aus dem mit Filtern die unerwünschten Spektralbereiche zurückgehalten werden, um Licht im blauen Wellenlängenbereich zu erhalten. Eine selektive Erzeugung von blauem Licht ist nicht möglich (3M ESPE 2001). Bei der Filterung der Strahlung werden die Wellenlängenbereiche, die zu einer zusätzlichen Wärmeentwicklung im restaurativen System führen würden, ausgeblendet. Der infrarote Wellenbereich, der den Hauptteil der durch den Wolframdraht erzeugten Strahlung ausmacht, wird durch einen dünnen, Hitze absorbierenden Infrarot Filter reduziert (Rueggeberg 1999). Für die Pulpa kann die Erwärmung durch Polymerisationslicht z.B. dann gefährlich werden, wenn nur noch eine sehr dünne Restdentin-schicht vorhanden ist und das Adhäsiv mit einer intensiven Lichtquelle polymerisiert wird. Untersuchungen an Primaten haben gezeigt, dass sich bei einer Erwärmung der Pulpa um 5,5°C bereits in 15% der Fälle irreversible Schäden ergeben (Manhart 2003). Licht des sichtbaren Wellenlängenbereichs, wird nach der Passage durch den Infrarot Filter einer weiteren Filterung unterzogen um einen schmalen Ausschnitt des Emissionsspektrums zu selektieren, der nahe dem Absorptionsbereich der Initiatorsysteme liegt. Bemerkenswert ist, dass weniger als 1% der erzeugten Lichtemission, in den Wellenlängenbereich des zur Polymerisation benötigten Energiespektrums fällt. Somit müssen über 99 % der Strahlung durch die Filterungen eliminiert werden (Rueggeberg 1999). Wie in Abb.2.4.2-1 ersichtlich liegt der Emissionsbereich des gefilterten Halogenlichts sehr nahe an der Absorptionskurve von Kampherchinon, dem meistverwendeten Fotoinitiator. Dadurch wird die Lichtquelle zu einem effektiven Initiator im Polymerisationsprozess. Eine weniger gute Übereinstimmung ergibt sich bei der Kombination mit Lucerinen als Initiatorsystem (Abb.2.4.2-2). Durch die Überlappung im Bereich

von 400 bis 450nm ist eine Aushärtung lucerinhaltiger Komposite aber möglich. Die Leistungswerte konventioneller Halogenlampen liegen zwischen $268,3 \text{ mW/cm}^2$ und $862,6 \text{ mW/cm}^2$, was auf eine erhebliche Bandbreite der auf dem Dentalmarkt angebotenen Geräte schließen lässt (Kimmel 2002). Von Hochenergie-Lampen spricht man ab einer Strahlenflussdichte von mehr als 1000 mW/cm^2 (z.B. Astralis 10, Vivadent).

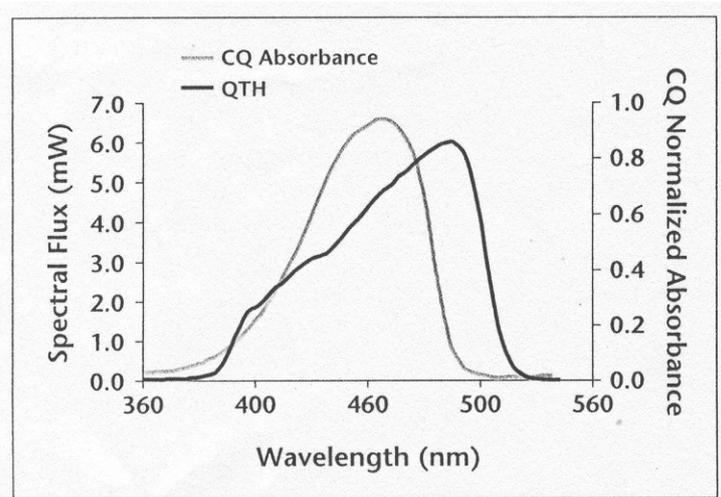


Abb.2.4.2-1 Spektral Emission einer Halogenlampe (QTH) verglichen mit dem Absorptionsbereich von Kampherchinon (CQ) (Hammesfahr 2002).

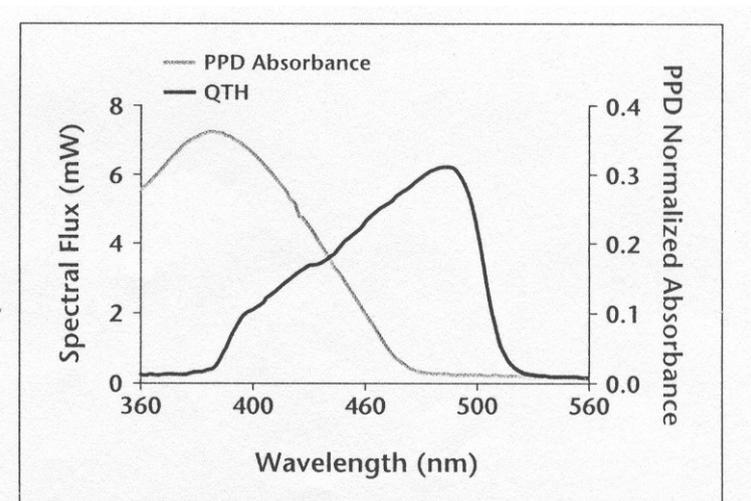


Abb.2.4.2-2 Spektral Emission einer Halogenlampe (QTH) verglichen mit dem Absorptionsbereich von Lucerin (PPD) (Hammesfahr 2002).

Die höheren Intensitäten werden durch stärkere Lichtquellen und die Verwendung von sogenannten Turbo-Lichtleitern, die sich zur Spitze hin verjüngen und somit den Lichtstrahl fokussieren, erzielt. Mit der Verwendung von Hochenergie-Lampen kann die Belichtungszeit beträchtlich verkürzt werden. Wichtig ist dabei, die Spitze des Turbo Lichtleiters, auf das zu härtende Material aufzusetzen. Er verliert stärker als ein Standard Lichtleiter an Lichtintensität, wenn man den Abstand zwischen ihm und dem Komposit vergrößert. Ab einer Entfernung von 6 mm ist die Lichtstärke eines Standard Lichtleiters sogar größer als die des Turbo-Leiters (Burgess 2002). Die Weiterentwicklungen dieser Lampen konzentrierten sich aber nicht nur auf einer Leistungssteigerung der Belichtung, sondern stellten auch verschiedene Bestrahlungsprotokolle wie z. B. die soft-cure-Polymerisation zur Verfügung, die eine bessere Kontrolle der Polymerisationskinetik und dadurch auch der Schrumpfung und Spannungsentwicklung im polymerisierten Material erlaubt (Ilie 2003). Die Vorteile der Halogenlichttechnik liegen in der günstigen, klinisch bewährten Technologie. Gleichzeitig ist es möglich, mit dieser Lampe jedes zur Zeit erhältliche Komposit wirkungsvoll zu härten. Auch die neuen Entwicklungen, die eine höhere Lichtintensität und verbesserte Lichtleiter hervorbrachten, sind eine große Erleichterung in der klinischen Anwendbarkeit (Hammesfahr 2002). Der wesentliche Nachteil von Halogenlicht ist die Problematik der Hitzeabführung, da große Wärme unerwünschter aber notwendiger Weise durch die Erzeugung von Licht mit einem breiten Spektrum entsteht. Dies erfordert den Gebrauch von Kühlventilatoren, die durch die Lüftungsschlitze im Gehäuse eine Desinfektion des Gerätes erschweren (3M Espe 2001). Negativ sind ebenfalls eine relativ kurze Lebensdauer der Leuchtkörper durch Alterung (ca. 50 bis 70 Betriebsstunden) und der geringe Wirkungsgrad der Lampen (ca. 0.7%) (Manhart 2003). Neben dem Leuchtkörper unterliegen aber auch Reflektor und Filter dem Verschleiß, der zu einem Leistungsabfall und einer Reduktion der Lichtintensität führen kann (3M ESPE 2001). Wegen des hohen Strombedarfs gibt es derzeit keine leistungsstabilen kabellosen Akkugeräte.

2.4.3 Plasmakurzbogenlampen

Seit 1998 sind Plasmakurzbogenlampen am kommerziellen Markt erhältlich. Diese Geräte wurden für eine „schnelle Polymerisation“ entwickelt um die von der Wissenschaft und Technik geforderte Polymerisationszeit abzukürzen. Die Polymerisation mit Plasmalicht (PAC = Plasma arc curing) soll einen wichtiger Ansatz zur Reduktion der Polymerisationszeit

und -schrumpfung darstellen (Duret 1998). In einer Plasmalampe, befinden sich zwei Elektroden in sehr kurzem Abstand zueinander in einer Xenongas-Atmosphäre. Wird eine hohe Spannung angelegt, so entsteht zwischen den beiden Elektroden ein Lichtbogen (Manhart 2003). Die Plasmapolymersationsgeräte unterscheiden sich von den konventionellen Halogenlichthärtgeräten neben der mit 1200-1800 mW/cm² fast doppelt so hohen Lichtintensität im Wesentlichen durch das Frequenzspektrum des emittierten Lichtes. Während Halogenlichtquellen ihre Energie über einen weiten Frequenzbereich emittieren, zeichnen sich Plasmalichtgeräte durch ein schmales Emissionsspektrum, bzw. eindeutig definierte Frequenzen aus. Um das zu erreichen werden auch in diesem Fall Filter benutzt, um unerwünschte Wellenlängen abzuschirmen. Ungefiltert ist der ausgestrahlte Wellenlängenbereich breiter als bei Halogenlampen und umfasst den UV, den sichtbaren und natürlich den Infrarot Abschnitt. Infrarotes Licht macht den Hauptteil der emittierten Energie aus und wird wie bei Halogenlampen durch einen dünnen, Hitze absorbierenden Filter zum größten Teil reduziert. Die restlichen Wellenlängenbereiche werden mit einem zweiten Filter auf blaues Licht reduziert (Rueggeberg 1999). Die ersten im Handel erhältlichen Plasmalampen wurden zu einem Emissionsspektrum mit einer Bandbreite zwischen 440 nm bzw. 450 nm bis 500 nm gefiltert. Somit waren die Lampen zwar auf das Absorptionsspektrum von Kampherchinon optimal angepasst, konnten jedoch nicht für Materialien, die zusätzlich alternative Initiatoren mit Absorptionsspektren in kürzeren Wellenlängen haben, eingesetzt werden. Die modernen Entwicklungen der Plasmalampen zeigen ein Emissionsspektrum zwischen 380 nm und 500 nm, jedoch mit einer höchsten Emission zwischen 450 nm und 500 nm (Ilie 2003). Die Anfangs vom Hersteller empfohlene Aushärtungszeit von 1-3 Sekunden erwies sich für die meisten Materialien als unzureichend. Für eine sichere Aushärtung werden mindestens drei Polymerisationszyklen zu je 3 Sekunden empfohlen. Dadurch wird die propagandisierte Zeitersparnis durch die hohe Lichtintensität allerdings widerlegt. Weitere Nachteile sind der um ein Vielfaches höhere Preis der Plasmalampen im Vergleich zu Halogenlampen und die hohe Temperaturentwicklung, verursacht durch die hohe Bestrahlungsintensität (Hofmann 2002). Dies birgt vor allem bei nur noch sehr dünner Restdentinstärke die Gefahr einer langfristigen Schädigung der Pulpa in sich. Die hohen Temperaturen machen die Verwendung von Ventilatoren zur Kühlung erforderlich. Ein kabelloses Modell ist aufgrund des hohen Stromverbrauches nicht erhältlich (Hammesfahr 2002). Die Lebenserwartung von Plasmalampen ist allerdings um einiges höher, als die der Halogenlampen. Von den Herstellern wird eine Garantie über

fünf Jahre angeboten, was sehr von Vorteil ist, da Ersatzteile und eventuell anfallende Reparaturen, die oft nur in der Fabrik möglich sind, sehr kostenintensiv sind (Rueggeberg 1999). Plasmalicht wird besonders zur Befestigung indirekter Restaurationen mittels Komposit empfohlen. Hier sind hohe Lichtintensitäten von großem Vorteil, da viel Energie während der Passage durch Komposit, Keramik oder auch durch den natürlichen Zahn verloren geht und nur noch ein Teil der ursprünglichen Intensität den Befestigungs- Komposit erreicht (Burgess 2002).

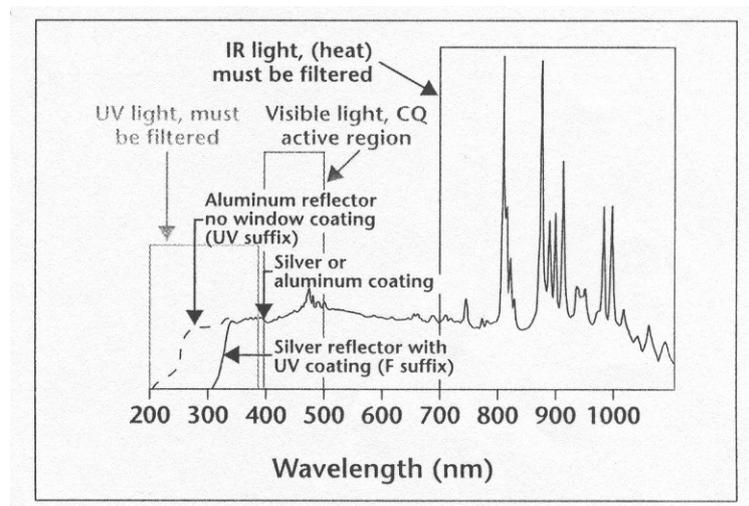


Abb.2.4.3-1 Spektralemissionskurve einer typischen Plasmalichtquelle (Hammesfahr 2002).

2.4.4 Argon-Laser

Die 1997 eingeführten Argon-Laser wurden als Alternative zu den Halogenlampen gesehen (Pradhan 2002). Der Begriff Laser setzt sich aus den Anfangsbuchstaben der Bezeichnung des Funktionsprinzips dieses Gerätes zusammen und bedeutet: light amplification by stimulated emission of radiation (Lichtverstärkung durch stimulierte Strahlungsemission). Die Umsetzung dieses Lichtgewinnungs-Prinzips gelang Anfang der sechziger Jahre durch Maiman. Kurze Zeit später wurden bereits erste Anwendungen in der Medizin und Zahnheilkunde beschrieben. Der Argon-Laser ist der einzige Laser, der zur Polymerisation lichthärtender Komposite verwendet werden kann. Elektrische Energie wird dabei direkt in Lichtenergie umgewandelt indem bei der Lichterzeugung einem aktiven Medium Energie zugeführt wird, so

dass die Elektronen auf ein höheres Energieniveau angehoben werden. Wird nun die Mehrheit der Atome in ein angeregtes Stadium überführt, so nennt man dies eine inverse Population. Diese inverse Population ist geeignet, nicht nur spontan, sondern auch induziert oder stimuliert Energie abzugeben und durch optische Resonanzeffekte diese Strahlung zu verstärken, also ein intensives Strahlungsfeld zu erzeugen (Buchheister 2000). Im Vergleich zur Halogenlampe zeigt der Argon-Laser kein breites Emissionsspektrum, sondern spezifische Emissionsspeaks bei 454, 458, 466, 472, 477, 488, 497, und 514nm (Rueggeberg 1999). Beide Lichtquellen haben Emissionsspektren, die innerhalb der Absorptionsbande von Kampherchinon fallen. Allerdings decken sich die Emissionsspeaks des Lasers nicht mit dem Absorptionsmaximum von Kampherchinon und verlieren dadurch an Effizienz (Hammesfahr 2002). Im Absorptionsabschnitt des Initiators zeigen Photonen mit der Wellenlänge von 488nm (blaues Licht) die höchste der genannten Emissionsspitzen. Die Zone der größten Lichtintensität des gesamten Energiespektrums liegt aber bei 514nm (grünes Licht). Dieser Wellenlängenbereich eignet sich zwar zur Koagulation von Blut, aber nicht zur Aktivierung von Kampherchinon und wird deshalb durch Filterung ausgeblendet. Photonen die durch einen Laser erzeugt werden haben bestimmte Charakteristika. Sie weisen räumliche und zeitliche Phasengleichheit (Kohärenz) auf und schwingen mit einer bestimmten Wellenlänge (Monochromasie). An dieser Stelle muss aber betont werden, dass ein Photon, welches von einem Laser erzeugt wird, sich nicht von einem Photon gleicher Wellenlänge unterscheidet, das von einer Halogen- oder Plasmalampe stammt. Die Photonen unterscheiden sich lediglich durch ihre Anzahl. Sobald die Laserenergie die Oberfläche des Komposits durchbricht, geht die Kohärenz durch Streuung und Reflektion verloren (Rueggeberg 1999). Da bei der Lichterzeugung wenig infrarote Energie entsteht, wird kaum Hitze produziert (Burgess 2002). Die Gefahr einer Pulpen- oder Gewebeschädigung durch große Wärme kann so minimiert werden. Die Abbildung 2.4.4-1 zeigt zusammenfassend das Emissionsspektrum einer Halogenlampe und einer Argon-Laserlampe im Vergleich zur Absorptionsspektrum des Fotoinitiators Kampherchinon.

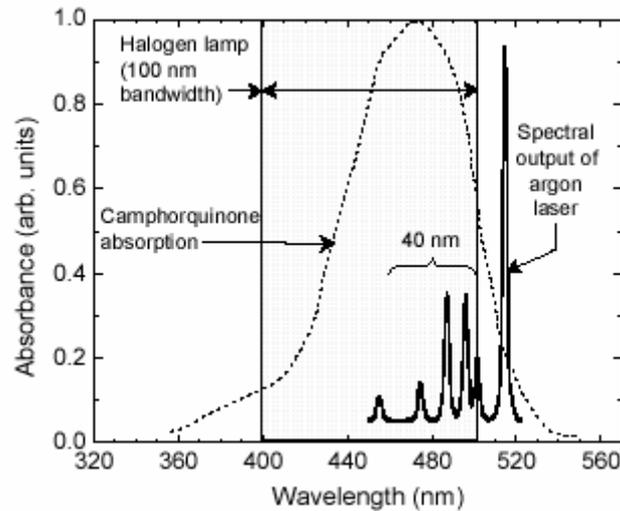


Abb. 2.4.4-1 Absorptionsspektrum des Fotoinitiators Kampherchinon im Vergleich zum Emissionsspektrum einer Halogenlampe (QTH) und einer Argon-Laser-Lampe (Pradhan 2002).

Da die unterste Emissionslinie bei ca. 450 nm liegt, kann mit dem Laser ein Initiator der im tieferen Wellenlängenbereich absorbiert nicht aktiviert werden. Der geringe Durchmesser des Lichtleiters ist vor allem bei großflächigen Füllungen nachteilig. Ferner machen die hohen Anschaffungs- und Erhaltungskosten den Laser unattraktiv. Die Geräte sind nicht kabellos erhältlich und aufgrund ihrer Größe im klinischen Gebrauch sehr unhandlich.

Während der Anwendung sind einige Sicherheitsmaßnahmen notwendig, um an Augen und Gewebe Schäden durch Streustrahlung zu verhindern (Hammesfahr 2002). Die Lasereinheit hat eine begrenzte Lebensdauer, die unabhängig von der Frequenz des Gebrauches ist (Rueggeberg 1999).

2.4.5 Blaue LED-Lampen

Die letzten Entwicklungen in der Lichtpolymerisationstechnologie (2001) sind die LED-Lampen. Diese Licht emittierenden Dioden-(=LED) Lampen beruhen auf der Halbleitertechnik, bei der aus elektronisch angeregten Atomen Licht in geringer Intensität und mit beschränktem Spektrum ausgesendet wird. Quantenmechanische Effekte werden dabei zur Erzeugung von Photonen ausgenutzt. Genauer betrachtet handelt es sich bei einer LED um eine Kombination von zwei unterschiedlichen Halbleitern. N-dotierte Halbleiter besitzen über-

schüssige Elektronen auf dem Halbleiterelement, während p-dotierte Halbleiter einen Elektronenmangel aufweisen. Dadurch entstehen sogenannte Elektronenlöcher. Durch Kombination dieser beiden Halbleitertypen und das Anlegen einer Spannung verbinden sich Elektronen des n-Leiters mit den Löchern des p-Leiters und die LED sendet ein charakteristisches Licht in einem spezifischen Wellenlängenbereich aus. Die Farbe des LED-Lichts, seine wichtigste Eigenschaft, wird durch die chemische Zusammensetzung der Halbleiter-Kombination bestimmt. Halbleiter wiederum sind durch ihre Bandlücke gekennzeichnet, die direkt für die Lichterzeugung genutzt wird. Wenn die Elektronen der Halbleiter-Kombination vom höheren zum niedrigeren Energieniveau springen, wird die Energiedifferenz der Bandlücke in Form eines Photons abgegeben.

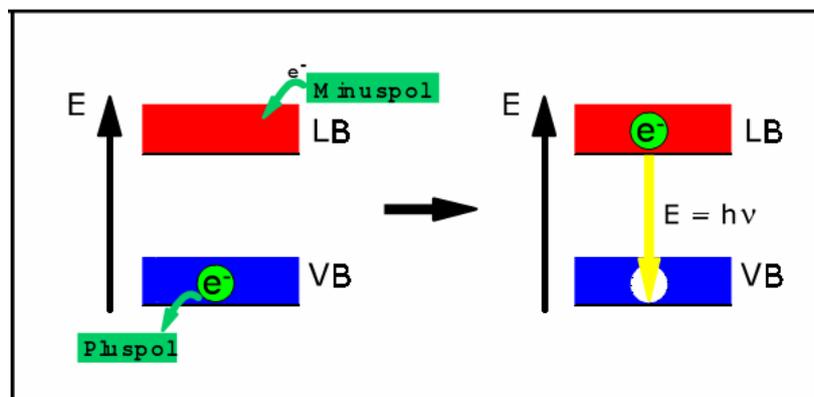


Abb. 2.4.5-1 Schemata zur Erklärung der Generation von kaltem Licht aus elektrischer Energie anhand des Konzepts vom Grundzustand und vom elektronisch angeregten Zustand. Beim elektronisch angeregten Zustand geschieht dies durch Anlegen einer Spannung (Die Darstellung bezieht sich in auf anorganische Halbleiter-Teilchen).

Das erzeugte Licht weist eine enge spektrale Verteilung auf. Dies kennzeichnet den wesentlichen Unterschied von LEDs zu Halogenlampen. Es wird ausschließlich Licht im gewünschten Wellenlängenbereich erzeugt, auf Filtersysteme kann verzichtet werden. Aufgrund des engen Emissionsspektrums können momentan nur Materialien gehärtet werden, deren Initiatorsystem ein Absorptionsmaximum zwischen 440 und 480nm aufweist. Bei herkömmlichen Polymerisationsgeräten werden die meisten Photonen außerhalb des optimalen Bereichs für die Lichthärtung abgegeben. Im Gegensatz hierzu werden 95% der Photonen von blauen LEDs zwischen 440 und 500nm abgegeben, mit einem Emissionsmaximum bei ca. 465nm (3M Espe

2001). Das ist nahezu identisch mit dem Absorptionsmaximum von Kampherchinon. Die ersten LED-Lampen wurden in den frühen Sechzigern gebaut und emittierten nur Licht im roten, gelben, und grünen Wellenlängenbereich. Im letzten Jahrzehnt wurden blaue LEDs entwickelt, die in den vergangenen vier Jahren so leistungsstark wurden, dass es möglich wurde sie für die Lichtpolymerisation einzusetzen (Hammesfahr 2002). Die Geräte der 2. Generation weisen mittlerweile auch Lichtintensitäten von bis zu 1000 mw/cm^2 auf (z.B. Elipar Freelight 2, 3M Espe). Im Gegensatz zu herkömmlichen LEDs wird bei einer Hochleistungs-LED ein erheblich größerer Halbleiter Kristall verwendet, wodurch sich sowohl die beleuchtete Fläche als auch die Lichtintensität vergrößert. Entscheidend für die Lebensdauer von LED-Systemen ist die Abführung der Wärme, die im Betrieb von der LEDs erzeugt wird. Bei Standard Geräten wird die Wärmeproduktion auf mehrere Einzelkomponenten verteilt bei einer Hochleistungs-LED ist dies jedoch nicht mehr möglich da die Wärmeentwicklung vorwiegend in der einzelnen Diode erfolgt. Hier wird die Wärme durch eine in das Gehäuse integrierte Kühlmasse aus extrem wärmeleitendem Aluminium abgeführt. Die hohe Leitfähigkeit dieses Materials gewährleistet, dass die LED-Temperatur auch bei einem Dauerbetrieb von mehreren Minuten niedrig bleibt, wodurch sich die Lebensdauer der LED erhöht. Beim Ausschalten des Gerätes wird die vorübergehend in der Kühlmasse gespeicherte Wärme durch die Wechselwirkung mit dem Gehäuse aus Aluminium-Verbundmaterial in die Umgebung abgeführt. Durch diesen Aufbau erübrigt sich die Verwendung eines Ventilators oder einer anderen Luftkühlung. Diese Art des Wärme-Managements ist nur aufgrund der geringen Wärmeerzeugung der LED möglich, die weniger als 5% einer Halogenlampe beträgt. Dennoch sind Wärmeentwicklung und die wirksame Abführung für die Leistung eines Lichtpolymerisationsgerätes mit Hochleistungs-LED entscheidend. Für die Übertragung der für die lichtinduzierten Polymerisation erforderlichen hohen Lichtintensität, ist eine effiziente optische Anordnung erforderlich. Hierzu wird ein konischer Reflektor an der Basis des Lichtleiters verwendet, um einen maximalen Lichtfluss zu gewährleisten. Dieser Reflektor besteht aus einer metallfreien Interferenz-Spiegelfolie mit hervorragenden optischen Eigenschaften, die eine optimale Einkopplung des von der LED erzeugten Lichts in den Lichtleiter gewährleistet (3M Espe 2001). In den letzten Jahren wurden verschiedene LED Einheiten am Markt angeboten, die zwar alle den selben charakteristischen Wellenlängenbereich aufwiesen, sich aber in der Intensität der Emission deutlich voneinander unterschieden. Untersuchungen zeigten, dass sich Intensität und Effizienz der Photoinitiation proportional zueinander verhalten (Hammes-

fahr 2002). So liegen die Vorteile der LED-Technik im Vergleich zu Halogenlampen im hohen Wirkungsgrad (7%) und in einer um 25% verkürzten Polymerisationszeit (Kimmel 2002). Der niedrige Stromverbrauch gestattet den Bau von kabellosen, akkubetriebenen Geräten. Da die blaue LED weder infrarote noch ultraviolette Strahlung erzeugt, entfällt neben dem bei anderen Lichtquellen notwendigen Filtersystem, auch die Gefahr der Gewebeschädigung durch Infrarot Licht. Es entsteht nur sehr wenig unerwünschte Wärmeabstrahlung und der Verzicht eines Ventilators sowie die Mikrotechnik führen zu einer kompakten Bauweise des Gerätes. Ferner haben die LEDs eine sehr hohe Lebenserwartung (Manhart 2003). Im Vergleich zu weniger als hundert Stunden Lebensdauer von Hochenergie-Halogenlampen, liegen sie mit mehreren tausend Anwendungsstunden weit voraus. Das Gehäuse ist leicht zu desinfizieren, da keine Schlitze für einen Ventilator erforderlich sind und das Gerät selbst funktioniert geräuschlos (Hammesfahr 2002). Materialien, die ein anderes Initiatorsystem als Campherchinon enthalten (z.B.: Compoglass F, Tetric Bleach, frühe Chargen von Adper Prompt L-Pop) können auf Grund des engen Emissionsspektrums nicht gehärtet werden (3M Espe 2001).

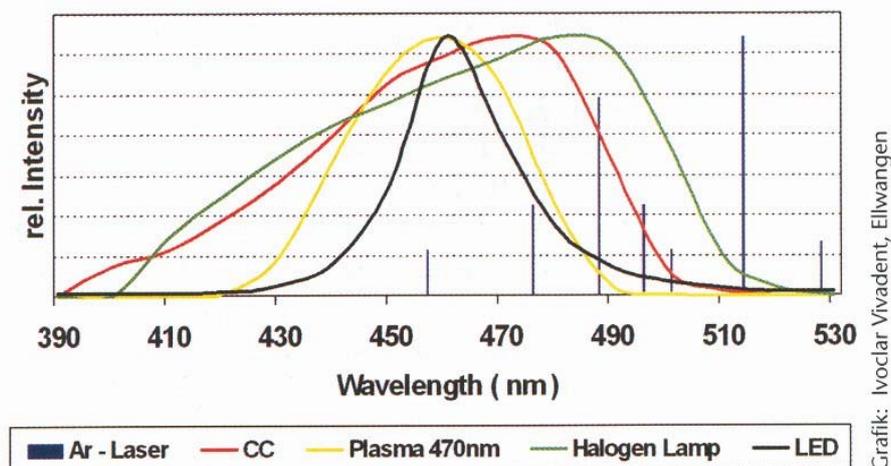


Abb.2.4.5-2 Vergleich des Emissionsspektrums von LED-Lampen mit anderen Lichtpolymerisationsgeräten

2.4.6 Übersicht der Lampensysteme

Die folgende Tabelle soll alle Eigenschaften der am Markt erhältlichen Lampen auf einen Blick darstellen. Dies soll helfen, eine Verbindung zwischen Initiatorsystem und Polymerisationslampe herzustellen und zusätzlich zur Beurteilung des Polymerisationsverhaltens sowie der mechanischer Eigenschaften, eine Übersicht der wesentlichen Vor- und Nachteile der eingesetzten Lampen ermöglichen.

Halogenlampen

Vorteile	Nachteile
●gute Übereinstimmung mit Kampherchinon aber auch PPT und Lucerin	●Filterung notwendig
●verschiedene Bestrahlungsprotokolle	●unkonstante Leistung durch Verschleiß der Leuchtkörper
●günstige, klinisch bewährte Technologie	●Hitzeabführung und Ventilatoren nötig
●verkürzte Belichtungszeit durch Hochenergielampen	●kurze Lebensdauer der Leuchtkörper
●jedes Komposit aushärtbar	●nicht kabellos erhältlich

Plasmakurzbogenlampe

Vorteile	Nachteile
●dem Absorptionsspektrum von Kampherchinon optimal angepaßt	●Filterung notwendig
●hohe Lebenserwartung	●hoher Preis
●durch hohe Lichtintensität gut zur Befestigung von indirekten Restaurationen geeignet	●propagandizierte Aushärtungszeit von 1-3 sec zu kurz
	●hohe Temperaturen
	●Hitzeabführung und Ventilatoren nötig
	●nicht kabellos erhältlich

Argon Laser

Vorteile	Nachteile
●sehr geringe Hitzeentwicklung	●nicht für großflächige Füllungen geeignet
●Pulpenschädigung durch Wärme minimiert	●keine optimale Übereinstimmung mit Kampherchinon
	●Aktivierung von Initiatoren unter 450nm nicht möglich
	●hohe Anschaffungs- und Erhaltungskosten
	●nicht kabellos erhältlich
	●begrenzte Lebensdauer unabhängig von der Strahlungszeit

LED-Lampen

Vorteile	Nachteile
●keine Filtersysteme nötig	●härtet nur Initiatoren mit einem Maximum zwischen ca. 440-480nm
●gute Übereinstimmung mit Kampherchinon	
●keine Ventilatoren	
●hoher Wirkungsgrad	
●kurze Polymerisationszeit	
● auch kabellos erhältlich	
●hohe Lebenserwartung	

2.5 Polymerisationsschrumpfung

Kompostfüllungsmaterialien, die polymerisierbare Monomere enthalten, unterliegen während ihrer Aushärtung einer Schrumpfung. Dies ist darauf zurückzuführen, dass der Abstand der Monomermoleküle vor der Polymerisation ca. 4 Å beträgt, während der Abstand zwischen den Kohlenstoffatomen nach der Polymerisation mit nur noch etwa 1,9 Å angegeben wird (Roulet 1987). Je nach verwendeten Monomertyp, ergeben sich bei ungefüllten Monomeren Volumenschrumpfungen von 4 bis 9 Vol.-% (Davidson 1997), das heißt je größer die Moleküle, desto geringer ist die Volumenschrumpfung. Übertragen auf das Komposit als Monomer-Füllkörper-System ergeben sich je nach Mischungsverhältnis Raten von 1 bis 5 Vol.-%. Bei chemisch aktivierten Kompositen verläuft die Schrumpfung in Richtung des Volumenzentrums. Bei photoaktivierten Kompositen nimmt die Lichtintensität mit wachsender Tiefe ab, deshalb schrumpfen die oberen Schichten schneller als die unteren, weshalb man annahm, dass sie in Richtung der belichteten Oberfläche schrumpfen (Hansen 1982). Neuere Untersuchungen führten jedoch zu anderen Ergebnissen (Versluis 1998). Laut dieser Studie gibt es keine großen Unterschiede in den Vektormustern zwischen den selbsthärtenden und lichthärtenden Kompositen. Vielmehr wird darauf hingewiesen, dass die Richtung und der Betrag der Schrumpfungsvektoren in der Hauptsache von der Beschaffenheit der Grenzflächen zwischen Füllungswerkstoff und Zahnhartsubstanz, das heißt Dentin und Zahnschmelz, abhängt und nur gering von der Position des Lichtes.

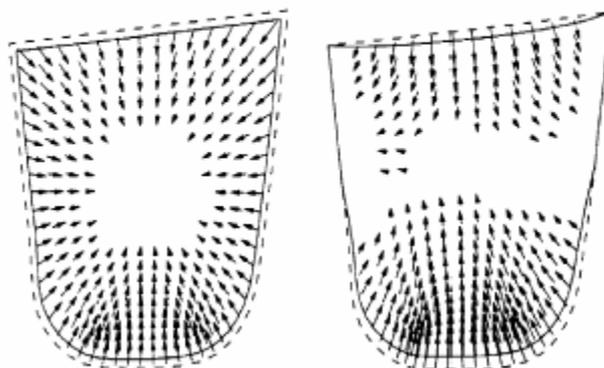


Abb.2.5.1 Kontraktionsbewegung eines selbsthärtenden Komposites(Versluis 1998)

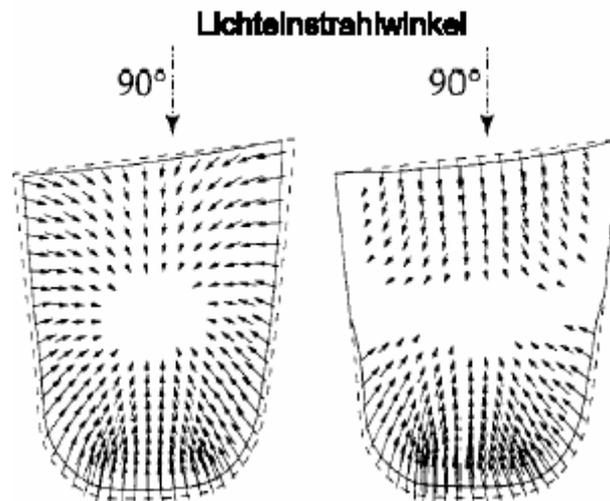


Abb.2.5.2 Kontraktionsbewegung eines lighthärtenden Komposites (Versluis 1998)

Links im Bild ist jeweils die freie Schrumpfung simuliert, rechts jeweils der Fall, dass die Füllung nur am Schmelz ideal haftet. Die gestrichelten Linien stellen die ursprüngliche Form der Füllung dar. Der Einfluss der Lichtpolymerisation auf die Kontraktionsbewegung wird in Abb.2.5.3 gezeigt.

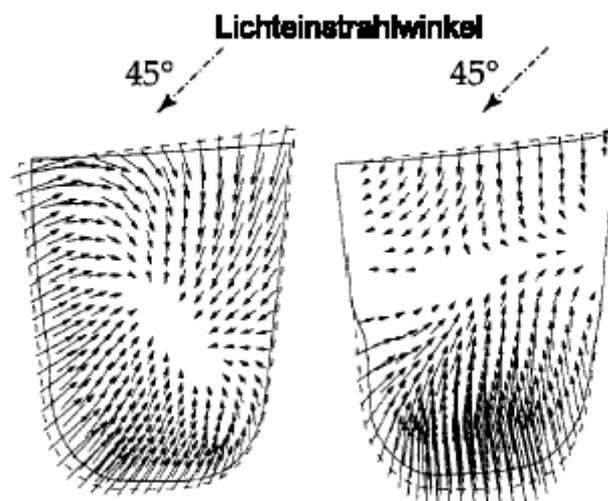


Abb.2.5.3 Kontraktionsbewegung mit verändertem Einfallswinkel (Versluis 1998)

Die im Komposit durch die Reduzierung des Volumens hervorgerufenen Effekte lassen sich folgendermaßen beschreiben: Am Polymerisationsbeginn ist das Material noch in der Lage,

die Volumenschrumpfung durch innere Fließvorgänge auszugleichen. Dies wird als Prä-Gel-Zustand bezeichnet, das heißt das Polymer ist in der plastischen Phase. Bezogen auf eine Zahnkavität oder Probenhalterung bedeutet dies, dass im Prä-Gel-Zustand keine Kräfte nach außen übertragen werden können. Somit besitzt dieser Abschnitt der Polymerisations-schrumpfung keine klinische Signifikanz (Dullin 1998). Der Moment, ab dem das Material nicht mehr in der Lage ist, durch innere Fließvorgänge mit der auftretenden Kontraktion schrittzuhalten, wird als Gel-Punkt definiert. Durch diesen Mangel werden während der Schrumpfung innere Spannungen hervorgerufen. In der elastischen Phase (Post-Gel-Zustand) besitzt das Material geringe Plastizität und einen hohen Elastizitätsmodul. Teilweise können innere Spannungen durch Wasseraufnahme kompensiert werden. Den Wassermolekülen ist es aufgrund ihrer geringer Größe möglich, in das Polymernetzwerk einzudiffundieren. Sie lagern sich an und bilden Wasserstoffbrückenbindungen. Dieser Vorgang dauert einige Monate und geht sehr langsam vor sich. Während dieser Zeit expandiert das Füllungsmaterial und die Intermolekularabstände vergrößern sich (Quell-Effekt).

2.5.1 Unerwünschte klinische Folgen

Durch die Schrumpfungskontraktion entstehen Spannungen im Material, die den adhäsiven Verbund von Zahn und Kompositrestauration beeinträchtigen können. Werden diese Kontraktionsspannungen zu groß, kann sich der Verbund lösen und Randspalten, Randverfärbungen, postoperative Hypersensibilitäten und letztendlich Sekundärkaries sind die ungewollten Folgen. Bei Kavitäten mit hohem Konfigurationsfaktor (C-Faktor), das heißt hohem Anteil gebundener zu freien Oberflächen, wird von auftretenden Schmelzspürungen berichtet (Bowen 1983; Kanca & Suh 1999).

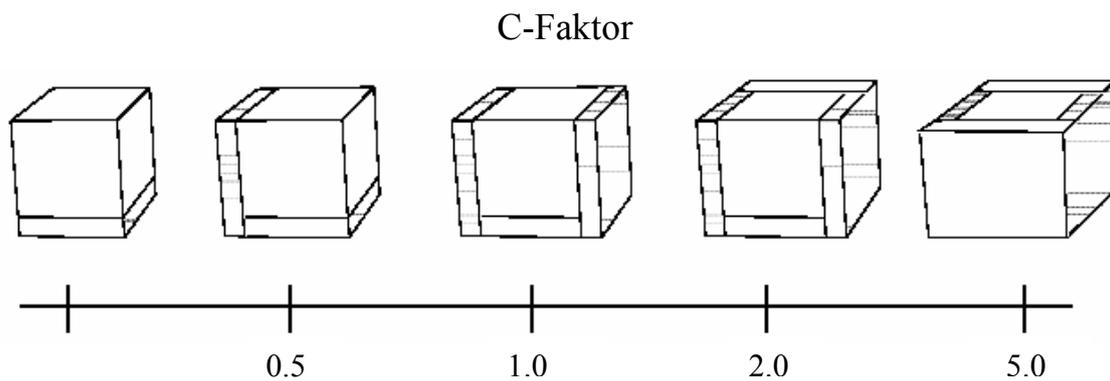


Abb.2.5.4 Schematische Darstellung verschiedener C-Faktoren (Feilzer et al. 1987)

Der Configuration Faktor errechnet sich als Quotient von gebundener zu ungebundener Oberfläche einer Füllung. Unter der gebundenen Oberfläche versteht man die, durch diverse Verfahren adhäsiv vorbehandelte Zahnhartsubstanzoberfläche, unter der ungebundenen Oberfläche im Regelfall die Grenzfläche zur Luft.

2.5.2 Lösungsansätze zur Schrumpfungproblematik

2.5.2.1 Modulation der Lichtintensität

Ein großer C-Faktor behindert während der Polymerisation in der Prä-Gel-Phase die ausgleichenden Fließvorgänge (Feilzer 1987). Da durch die begrenzte Durchhärtetiefe, ein Füllen in kleinen Schritten zwingend erforderlich ist, kann durch entsprechende Modellierung der einzelnen Inkremente der jeweilige C-Faktor klein gehalten werden. Um die Spannungen zu minimieren wird eine Lichthärtung mit niedrigen Lichtintensitäten empfohlen (Koran&Kürschner 1998; Sakaguchi&Berge 1998). Dies ermöglicht es dem Komposit, die Spannungen intern auszugleichen, indem der Gel-Punkt der Polymerisationsreaktion später erreicht wird (Burgess 1999; Feilzer 1995; Mehl 1997). Durch die niedrige Energie wird die Anzahl der gebildeten Startradikale vermindert, was zu einer geringeren anfänglichen Konversionsrate führt. Die verlängerte Prä-Gel-Phase erlaubt es dem Komposit, Material von noch ungebundenen Oberflächen nachfließen zu lassen (Bouschlicher & Rueggeberg 2000). Um aber gute mechanische Eigenschaften des Restaurationsmaterials zu gewährleisten, muss bei gleichbleibend niedriger Lichtintensität die Bestrahlungszeit deutlich verlängert werden. Alternativ hierzu, kann nach der Startphase bei niedriger Lichtintensität die Ausgangsleistung

der Polymerisationslampe kontinuierlich oder in einem Schritt auf den maximalen Ausgangswert angehoben werden (Soft-Start Polymerisation). Jedoch wird auch bei der Lichthärtung mit dem Soft-Start Verfahren unbedingt eine Schichttechnik mit maximal zwei Millimeter starken Inkrementen gefordert (Rueggeberg 2000).

2.5.2.2 Veränderung der chemischen Zusammensetzung

Das Problem der Polymerisationsschrumpfung könnte auch durch eine Veränderung der chemischen Zusammensetzung von Kompositen verkleinert werden. Der Hauptbestandteil handelsüblicher Komposite sind Füllkörper, die zwar keiner Kontraktionsschrumpfung unterliegen, aber ihr prozentualer Anteil kann auch nicht über ein bestimmtes Maß hinaus gesteigert werden. Die die Füllkörper umgebende Matrix bestimmt maßgeblich die Materialeigenschaften des Komposits. Sie beinhaltet bei den meisten Kompositmaterialien als Hauptmonomer das von Bowen (1962) eingeführte Bis-GMA. Dieses gering schrumpfende chemische Molekül erfordert wegen seiner hohen Viskosität den Einsatz von Co-Monomeren. Die häufig verwendeten Co-Monomere TEGDMA und EGDMA zeichnen sich durch niedrige Viskosität und hohe Schrumpfung aus, ermöglicht aber erst die praxisgerechte Verarbeitung. Der Ersatz dieser Dimethacrylat-Co-Monomere durch neu synthetisierte Moleküle auf Basis von Monomethacrylaten ist ein Ansatz zur Reduktion von Schrumpfung (Labella 1998). Ein anderer Weg ist der Versuch Bis-GMA durch andere Monomere zu ersetzen. Der Ansatz besteht in der Auswahl von Molekülen mit Ringstruktur die sich während der Polymerisationsreaktion öffnen und damit der Schrumpfungsentgegenwirken (Guggenberger & Weinmann 2000). Krenkel berichtet 1999 von zwei neuen Ansätzen, die Schrumpfung zu reduzieren, zum einem durch das experimentelle Monomer der Firma 3M, basierend auf Epoxi-Bindungen (TOSU), zum anderen durch eine Mischung bestehend aus einem expandierenden Monomer und einem Polyol. Andere Forschungsgruppen setzten für die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung ungesättigte Spiroorthokarbonate oder Vinylcyclopropane (VCP) ein (Moszner 1997, Miyazaki 1997). Moszner (1997) berichtet von einer um ein Drittel reduzierten linearen Polymerisationsschrumpfung durch Ersetzen von TEGDMA durch VCP in einer Bis-GMA/UDMA Mischung. Für die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung orientierte sich die Forschung nicht exklusiv auf die Modifikation der Monomere. In zahlreichen Studien wurden, mit dem gleichen Ziel, Modelle für eine Veränderung der Füllkörper vorgeschlagen. Alster (1992) zeigte, dass die Einführung von porösen Füllkörpern eine

signifikante Reduktion der Polymerisationsspannung verursacht. Es wurde postuliert, dass die Verwendung von nicht silanisierten SiO_2 -Microfüllern, die dadurch nicht chemisch an die organische Matrix gekoppelt sind, die Reduktion der Polymerisationsspannung durch eine Relaxation des ungebundenen Polymers in der Nähe der Füllkörperoberfläche stattfindet (Condon 1989).

Durch die Zugabe von 10 Masse % unsilanisierten SiO_2 in einem Hybridkomposit, das aus Strontiumglass Füllkörpern (65 Masse %) und einer Bis-GMA/UDMA/TEGDMA-Matrix bestand, wurde eine Reduktion der Polymerisationsspannung von mehr als 30 % beobachtet.

Es kann aus einer Studie (Hilton 1997) zusammengefasst werden, dass die Zugabe von kleinen Mengen an nichtsilanisierten Füllkörpern eine signifikante Reduktion der Polymerisationsspannung verursachen kann, wenn durch diese Zugabe die Fließfähigkeit des Materials nicht beeinträchtigt wird. Langzeituntersuchungen der Stabilität dieser Materialien bleiben noch offen.

2.6 Ziele der Studie

Die vorliegende Studie untersucht den Einfluss der Polymerisationsart auf das Spannungsverhalten und die mechanische Eigenschaften unterschiedlich zusammengesetzter Komposite.

Eine optimale Polymerisation und gute mechanische Werte, sind entscheidende Faktoren um die langfristige Haltbarkeit einer Komposit-Füllung zu gewährleisten.

Mit Hilfe dieser Studie sollen folgende Fragen geklärt werden:

Arbeitshypothesen:

1.: Wie beeinflusst die chemische Zusammensetzung eines Komposits sowie die verschiedenen Belichtungsarten und Lichtqualitäten, das Spannungsverhalten und mechanische Eigenschaften?

2.: Führt die gleiche Dosis (Lichtintensität x Zeit), herbeigeführt durch verschiedene Polymerisationsprogramme, zu gleichen Ergebnissen?

3.: Zieht eine hohe Vickershärte zwangsläufig eine hohen Polymerisationsspannung nach sich?

3 Material und Methode

3.1 Materialcharakterisierung

Aus einer Vielzahl derzeit auf dem Markt befindlichen Kompositen wurden fünf, in der Praxis häufig verwendete Zahnrestaurationsmaterialien, für den Versuch ausgewählt. Dabei spielten als Selektionskriterien auch Herstellungsverfahren, Zusammensetzung und mechanische Materialeigenschaften eine massgebliche Rolle, um ein aussagekräftiges Ergebnis zu erhalten. Als klassisches microhybrid Komposit wurde Charisma und als Referenz Tetric, ein Hybridkomposit mit guten Erfahrungswerten getestet. Als Material, das sphärische Füllkörper enthält wurde das Mikrohybridkomposit Palfique Estelite Low Flow und das erste „submicronfilled Hybridkomposit“ (= Füllkörper < 1 μm) Enamel plus HFO auf den Prüfstand gestellt. Als fünfter Werkstoff wurde das erste kommerziell erhältliche Nanokomposit Filtek Supreme untersucht.

Die Zusammensetzungen der untersuchten Materialien nach Herstellerangaben werden in der Tabelle 3.1-1 dargestellt. Tabelle 3.1-2 fasst die fünf Materialien, sowie die Hersteller und Chargen Nummern zusammen.

Tabelle 3.1-1: Zusammensetzung der Materialien

Komposit	Material Art	Zusammensetzung	
		Matrix	Füllkörper
Charisma®	Microhybrid Komposit	- aromatische DMA (Bis-GMA) -aliphatische DMA (TEGMA)	78 Masse% (64 Vol.%)anorganischer Füller, ohne Silan: Ba-Al-Fluorglas (0,02-2 µm); hochdisperses Siliziumdioxid (0,02-0,07 µm)
Tetric®	Hybrid Komposit	- aromatische DMA (Bis-GMA; 8 Masse%) - aliphatische DMA (TEGMA 3,8 Masse%; Urethandimethacrylat 7 Masse%)	81 Masse%:Ytterbiumtrifluorid (15 Masse%) -Mischoxid, silanisiert (14,5 Masse%) -hochdisperses Siliziumdioxid, silanisiert (1Masse%) -Bariumglas, silanisiert (50,5 Masse%)
Enamel plus HFO	Submicronfilled Hybridkomposit	- aromatische DMA (Bis-GMA) - aliphatische DMA (TEGMA, UDMA)	75 Masse%(53 Vol.%) anorganischer Füller (0,7 µm) - Pyrogenes SiO ₂ (0,04 µm)
Palfique Estelite (LF)	Microhybrid Komposit	- Tetrafunktionelle Methacrylate	82 Masse% :sub-micron (0,7 µm), runde SiO ₂ /ZrO ₂ Füllkörper
Filtek Supreme (body shade)	Nano-komposit	- aromatische DMA - aliphatische DMA (UDMA, bis-EMA)	78,5 Masse%: -Nano-Silica (5-75 nm) -Cluster SiO ₂ /ZrO ₂ ≈ 1µm

Tabelle 3.1-2: Materialien, Hersteller und Chargen-Nummer

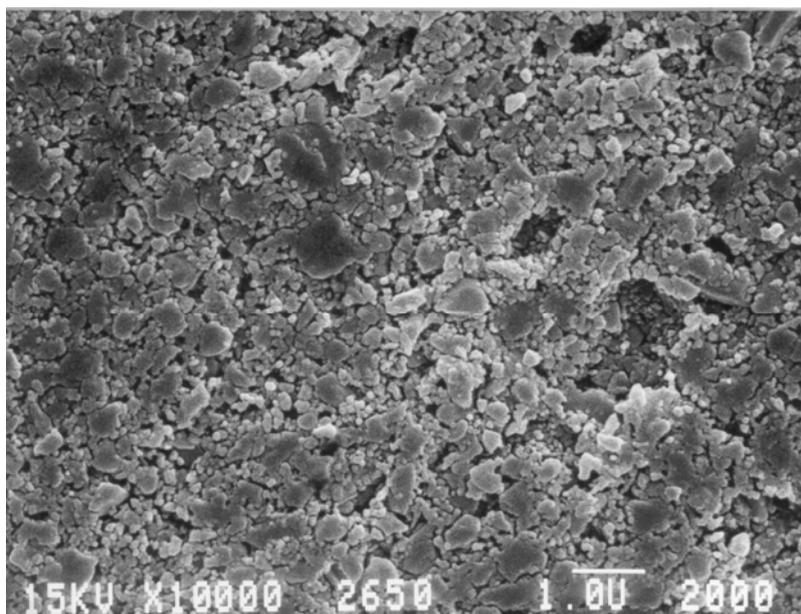
Material	Hersteller	Chargen-Nummer
Charisma®	Heraeus Kulzer	010060
Tetric®	Vivadent	D54725
Enamel plus HFO	GDF	2003001106
Palfique Estelite Low Flow	Tokuyama	506
Filtek Supreme	3M ESPE	3BJ

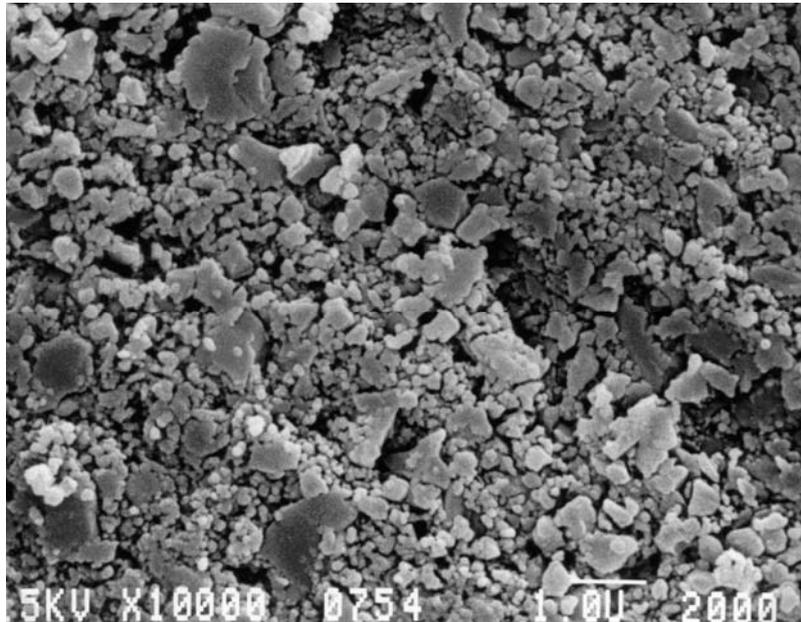
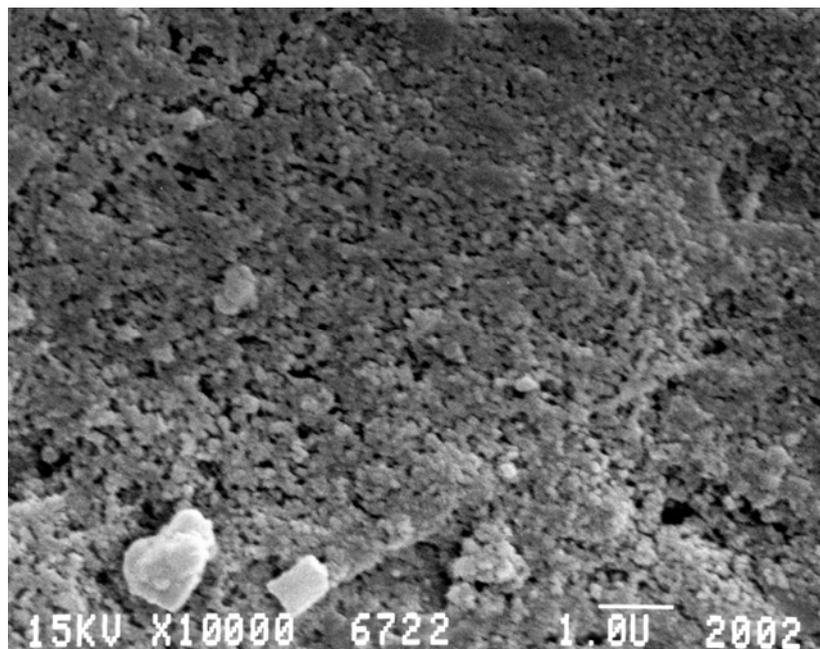
Für alle Materialien wurde der Farbton A3 gewählt

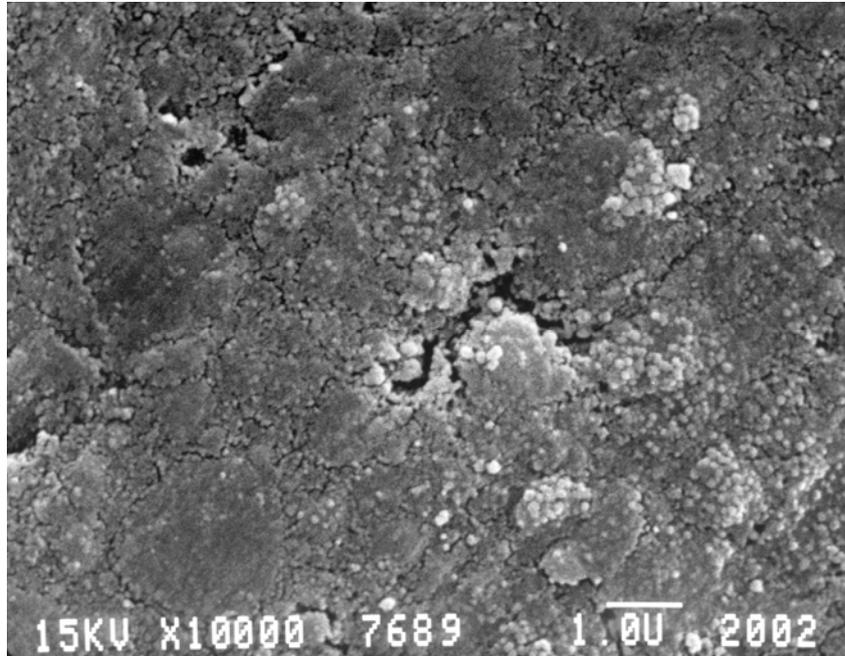
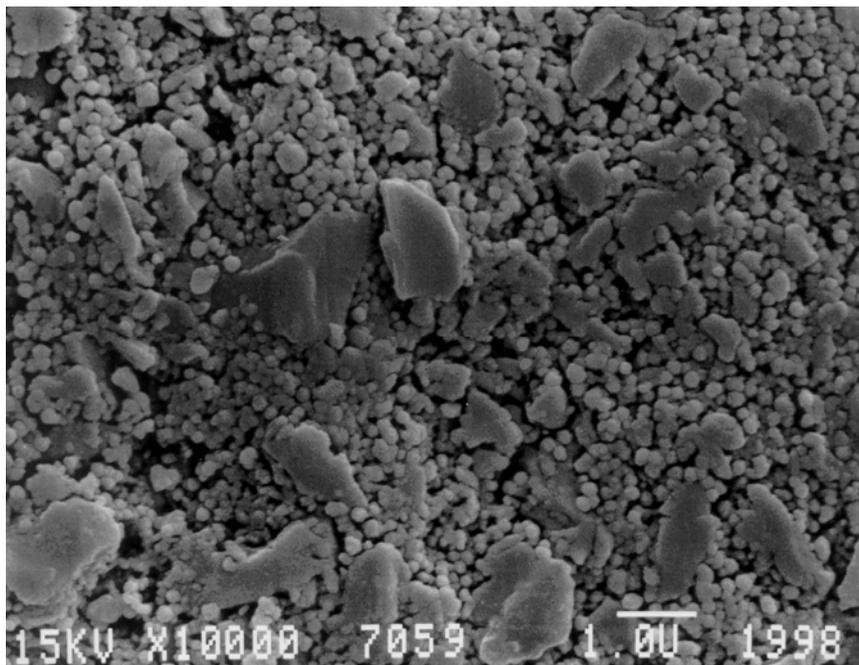
Eine genaue Charakterisierung der Werkstoffe wird in den folgenden Rasterelektronenmikroskop Bildern visualisiert:

An der Universität München, wurden die Kunststoffe jeweils 180 Sekunden im Lichtofen Dentacolor XS der Firma Kulzer gehärtet ($250\text{mW}/\text{cm}^2$) und anschließend auf 1200 Grit geschliffen. Die so vorbereiteten Proben wurden durch die Firma APC eine Stunde plasmageätzt. Um die nun freiliegenden Füllkörper darstellen zu können, wurden die Proben mit Hilfe des Raster Elektronen Mikroskops des japanischen Herstellers JEOL (Japanese Electronic Optical Laboratories) JSM-35CF vermessen. Die Darstellung erfolgte mit 10 000facher Vergrößerung (Datenbank Zahnklinik München).

Enamel plus HFO



Charisma**Palfique Estelite (LF)**

Filtek Supreme**Tetric**

3.2 Messmethodik

Die praktische Arbeit wurde in zwei Untersuchungsbereiche eingeteilt. Im ersten Teil der Arbeit wurde der Einfluss der Polymerisationsquelle auf das Aushärteverhalten eines Komposites geprüft. Der zweite Teil beschäftigt sich mit ausführlichen Untersuchungen der mechanischen Eigenschaften. Um mögliche Korrelationen zwischen Härte bzw. Polymerisationsgrad und Kontraktionsspannungen zu finden wurden Polymerisationsschrumpfmessungen durchgeführt, die mit den Materialeigenschaften des bestrahlten Komposites in Beziehung gesetzt wurden.

3.2.1 Die Belichtungsquelle

Für die Aushärtung der fünf Materialien wurden fünf Polymerisationsgeräte mit insgesamt elf Programmen verwendet. Pro Programm wurden jeweils acht Proben hergestellt.

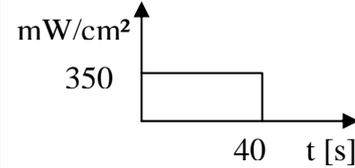
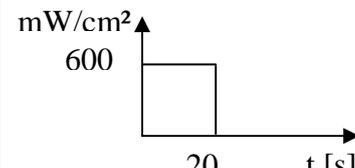
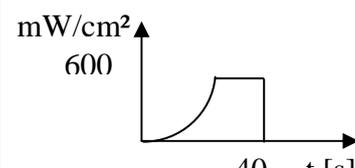
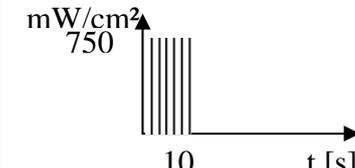
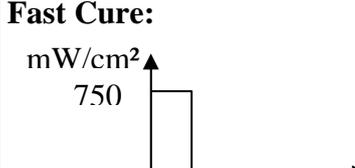
Dies bedeutet, dass pro Material 88 bzw. pro Programm 40 Proben hergestellt wurden. Insgesamt wurden somit 440 Proben auf ihre Eigenschaften während und direkt nach der Polymerisation getestet.

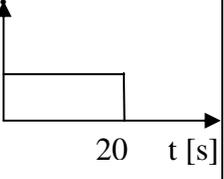
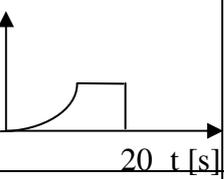
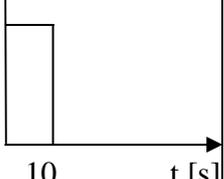
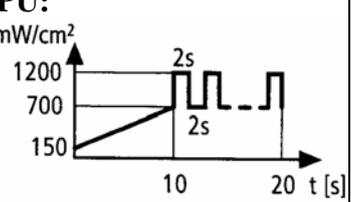
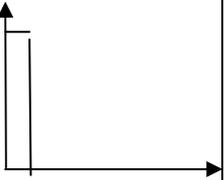
Alle drei, in der zahnärztlichen Praxis derzeit eingesetzten Technologien zur Lichtpolymerisation wurden getestet. Am häufigsten werden zur Aushärtung Halogenlampen als Lichtquelle verwendet. Als Beispiele dafür wurde die Astralis 10 (Vivadent) und Swiss Master Light (EMS) gewählt. Astralis 10, eine seit längerem erprobte Lampe, war das erste Halogenlichtgerät, bei welchem die Intensität standardmäßig 1200 mW/cm^2 betrug und das über eine 100 Watt Halogen Glühbirne verfügte. In pulpanahen Bereichen kann auch mit entsprechend niedrigerer Intensität von 650 mW/cm^2 polymerisiert werden. Das Swiss Master Light ist eine erst seit 2003 auf dem Markt erhältliche Entwicklung mit enormer Leistung. Eine Lichtintensität von 3000 mW/cm^2 wird durch eine einzigartige Wasserkühlung erreicht. Im, bei diesem Versuch getesteten Fast-Cure-Modus, steht die maximale Leistung für 2-6 s zur Verfügung.

Die LED-Polymerisation wurde mit den Lampen GC-e light (GC) und Elipar Freelight 2 (3M ESPE) auf den Prüfstand gestellt. Bei dem Gerät Free Light 2 erzeugt eine einzelne Hochleistungs LED Licht. Im Gegensatz zu herkömmlichen LEDs wird bei einer Hochleistungs-LED ein erheblich größerer Halbleiter-Kristall verwendet, wodurch sich sowohl die beleuchtete Fläche als auch die Lichtintensität vergrößert. Dadurch kann wiederum die Belichtungs-

zeit halbiert werden. GC bietet mit ihrer Lampe viele verschiedene Belichtungsprogramme an, deren Lichtintensität von 350 bis 750 mW/cm² reicht. Dadurch soll ein individuelles, von der Füllung und dem Material abhängiges Behandeln ermöglicht werden. Als dritte Polymerisationstechnologie wird das Plasmalicht Easy Cure von DMDS benutzt. Die Intensität und Art der Lampen, sowohl die Hersteller, Belichtungsdauer und die Abkürzung der Programmnamen werden in der Tabelle 3.2.1-1 zusammengefasst.

Tabelle 3.2.1-1: Polymerisationslampen für Linienprofile

Art	Lampe	Intensität [mW/cm ²]	Programm	Dauer [s]	Dosis [mWs/cm ²]	Abk.
LED	GC-e light (GC) Serien Nr.: 01/24/00273 G	350	Standard: 	40s	14000	S
		600	Turbo: 	20s	12000	T
		600	Soft Cure A: 	40s	~16000	SCA
		750	Pulse, 10x1: 	12s	7500	P
		750	Fast Cure: 	9s	6050	FC

	Elipar Freelight 2 (3M ESPE)	1000	Standard: mW/cm ² 1000 	20s	16000	F_S
	Serien Nr.: P000021		Exponentiell: mW/cm ² 1000 	25s	~13250	F_E
Halogen	Astralis 10 (Vivadent)	1200	HIP: mW/cm ² 1200 	10s	12000	HIP
	Serien Nr.: 013336		PU: mW/cm ² 1200 700 150 	20s	1900	PU
	Swiss Master Light (EMS)	3000	FC: mW/cm ² 3000 	4	12000	
	Serien Nr.: M 1131					
Plasma	Easy Cure (DMDS) Serien Nr.: A 900-0750	1900	Programm: 4	6s	11400	PL

Als indirektes Maß für die Beurteilung der Polymerisation wurde die Härte in einem Universalhärteversuch (Fischerscope H100C, Fischer, Sindelfingen) gemessen. Die Messung erfolgte durch eine kontinuierliche Steigerung der Prüfkraft zwischen 0 mN und 500 mN, wobei

gleichzeitig die Eindringtiefe des Vickersdiamanten gemessen wurde. Eine ausführliche Beschreibung der Methode wird im Abschnitt 3.2.3. dargestellt.

3.2.2 Messung der Polymerisationschrumpfung bzw. Spannung

Zur Messung der Polymerisationsspannung wurde ein Stress-Strain-Analyzer verwendet (SSA-Maschine, Dullin, München), der an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie München im Rahmen einer Diplomarbeit entwickelt wurde (Dullin 1999).

3.2.2.1. Vorstellung der Messmethode

Zur besseren Verständlichkeit werden zuerst die Vorgänge, die während der Polymerisationschrumpfung ablaufen, schematisch dargestellt und erklärt. Anschließend wird auf das entwickelte Mess-System mit seinen Komponenten in allen Einzelheiten eingegangen. Die Modellvorstellung reduziert das dreidimensionale Problem, der Polymerisationsschrumpfung auf eine Dimension.

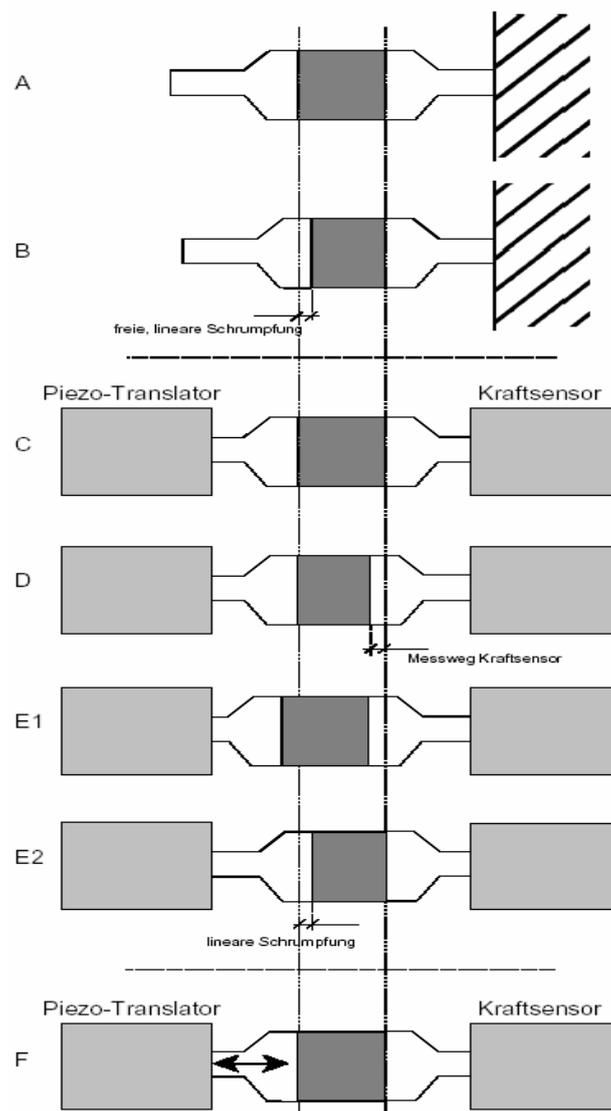


Abb.3.2.2.1-1 (A-F) Messmethodik der Polymerisationsschrumpfung (Dullin 1998)

Abb. A zeigt die Ausgangssituation. Es ist nur eine Seite der Probe fixiert, so dass ein freies Schrumpfen erfolgen kann. Abb. B verdeutlicht das Ergebnis nach der Polymerisation. Von Abb. C an werden beide Seiten des Probenkörpers mittels einer Halterung fest eingespannt. Ein Piezo-Translator und ein Kraftsensor nehmen jeweils die Halterungen auf. Wird nun polymerisiert, so wird ein freies Schrumpfen wie in Abb. B zwar unterbunden, aber der Kraftmessung liegt der Messweg des Sensors zugrunde, da dieser nicht unendlich steif ist (Abb. D). Mit Hilfe des Piezo-Translators ist es jedoch unter Kenntnis der Sensorkennlinie möglich, diesen Messweg zu kompensieren, das heißt die Probenlänge konstant zu halten (Abb. E1). Ausgehend von Abb. D ist es nicht nur möglich, die Probenlänge konstant zu halten, son-

dern auch durch entsprechendes Nachstellen in die Gegenrichtung die Kraft während der Polymerisation auf Null zu halten (Abb. E2). Es ist somit trotz einer festen Einspannung, ein freies Schrumpfen entsprechend Abb. B möglich. Mit Verwendung eines Piezo-Translators besteht auch die Möglichkeit dynamischer Messmethoden (Abb. F).

3.2.2.2. Geometrie der Probenkörper

Ausgangspunkt der gesamten Konstruktion ist der Probenkörper. Er bestimmt demnach die funktionelle Form und Maßgebung der Bauteile. Bei der Dimensionierung der Probenkörper sind zwei entscheidende Randbedingungen zu beachten. Zum einen die Schichtdicke, zum anderen die zu belichtende Fläche. Die Standardschichtdicke beträgt 2 mm. Der Durchmesser der Lichtaustrittsöffnung an der Spitze der Lampe variiert je nach Hersteller, kann jedoch bei 8 mm festgelegt werden. Daraus ergibt sich die in Abb. 3.2.2.2-1 dargestellte Geometrie für den Probenkörper.

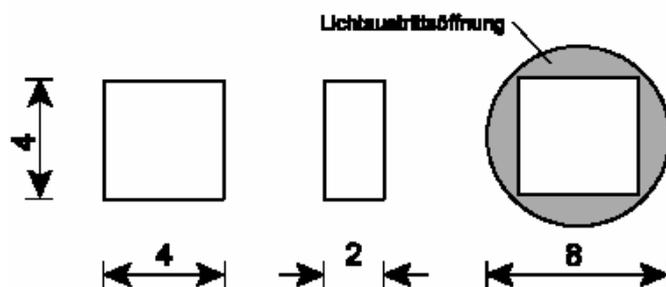


Abb3.2.2.2-1 Probenkörpergeometrie

3.2.2.3. Aufbau des Mess-Systems

Zum Messaufbau der SSA-Maschine (Bild 3.2.3-1) gehören der Messrahmen mit Messkammer, ein Piezo-Translator, ein Kraftsensor (Lastmessdose), das Steuergerät für den Piezo-Translator, die Stativhalterung für die Polymerisationslampe, das Zusatzgehäuse, das die Energieversorgung und Signalkodierung für die Kraft-, Temperatur- und Lichtsensoren enthält und der PC mit einer Datenerfassungskarte. Diese setzt die analogen Ausgangssignale der einzelnen Sensoren in digitale Signalformen um, die vom Rechner entsprechend weiterverarbeitet werden können. Die Abb. 3.2.2.3.-1 zeigt die Versuchsanordnung im Labor.

Die detaillierte Beschreibung des Messaufbaues ist in der Abb.3.2.2.3.-2 dargestellt.

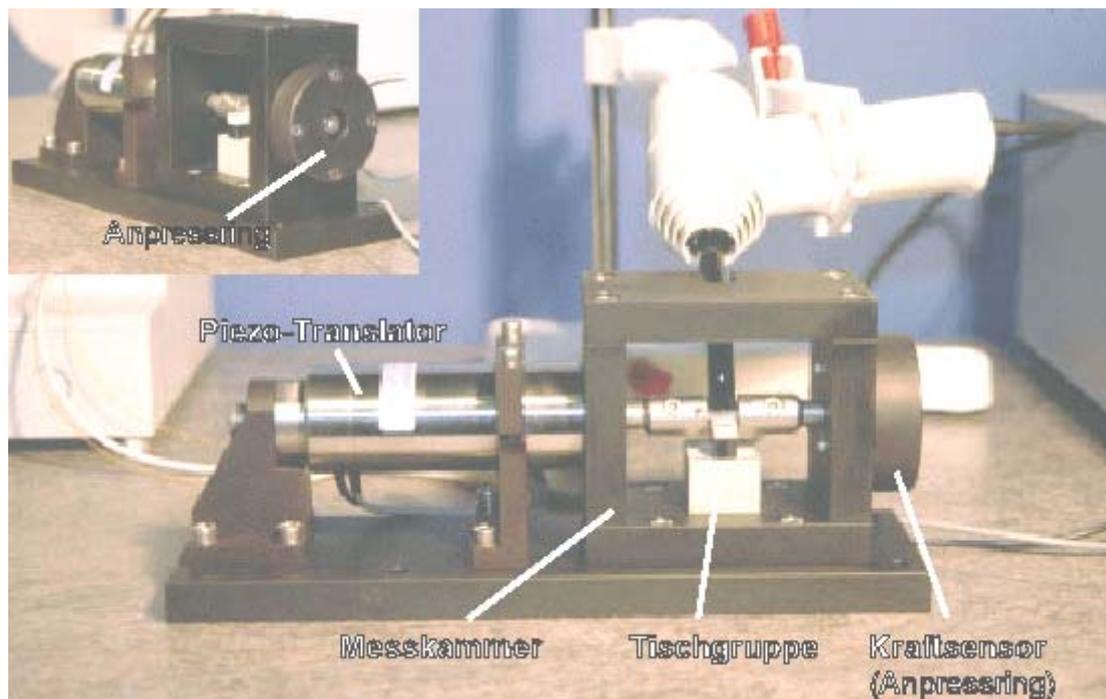


Abb. 3.2.2.3.-1 Frontansicht des Messrahmens mit Polymerisationslampe

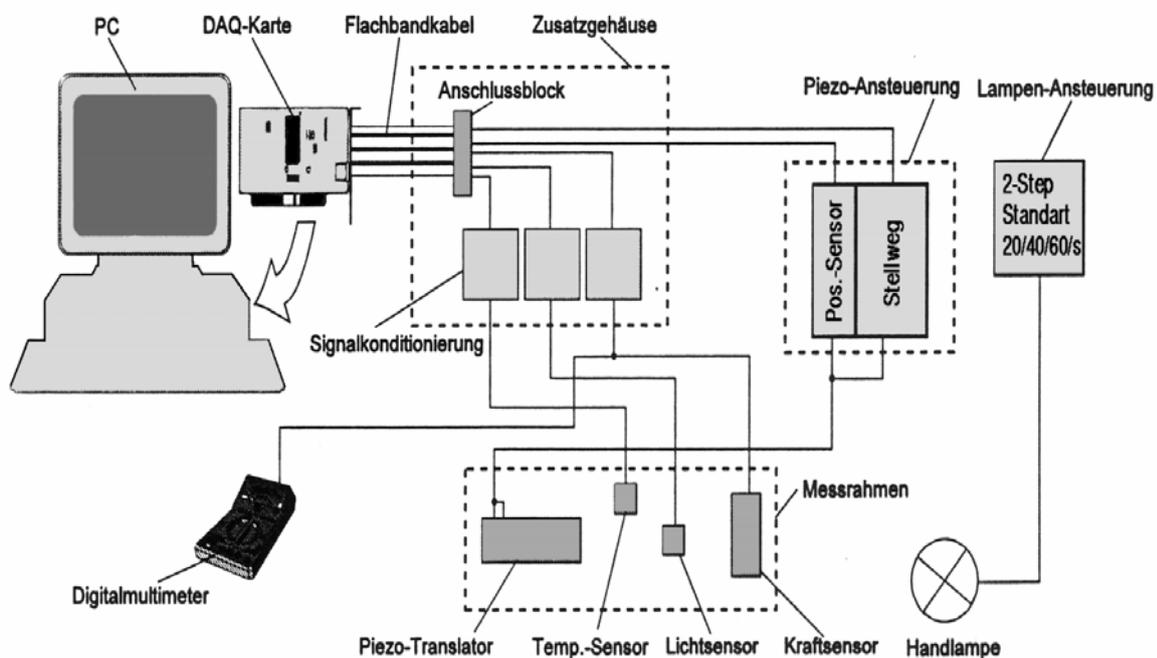


Abb. 3.2.2.3.-2: Messaufbau der SSA-Maschine nach Dullin

Für die Beurteilung der Polymerisationsschrumpfung wurde für diese Studie die statische Messung der Spannung mit Kompensation der Lastmessdosen-Compliance angewendet.

Für die Messung wurde die Nachgiebigkeit des Messaufbaus berücksichtigt. Diese setzt sich grundlegend aus dem Messweg der Lastzelle und der elastischen Deformation von Prüfmaschine und Einspannung zusammen. Mittels der Wegkompensation registrierte eine Lastzelle die sich aufbauende Kraft bei konstanter Probenlänge. Zur kraftschlüssigen Verbindung zwischen den zu untersuchenden Kompositproben und Probenhaltern wurden Einweg-Aluminiumattachments verwendet, die zuerst vorbehandelt wurden, um eine entsprechende Verbindung mit dem Komposit zu gewährleisten (Abb. 3.2.2.2.-3). Hierfür wurden die Aluminiumprobehalter mit dem Rocatec-System (ESPE, Seefeld, Deutschland) behandelt. Dabei wurden mit Hilfe eines speziellen Strahlmittels Silikatpartikel auf der Metalloberfläche verankert, die sich dann untereinander verbinden und eine keramikartige Schicht bilden. Die so vorbereiteten Oberflächen wurden anschließend mit einer Silanschicht (ESPE-Sil, ESPE, Seefeld, Deutschland) versehen, um einen chemischen Verbund zwischen Komposit und Silikatschicht zu ermöglichen. Der Auftrag der Silanlösung erfolgte unmittelbar vor Versuchsbeginn.

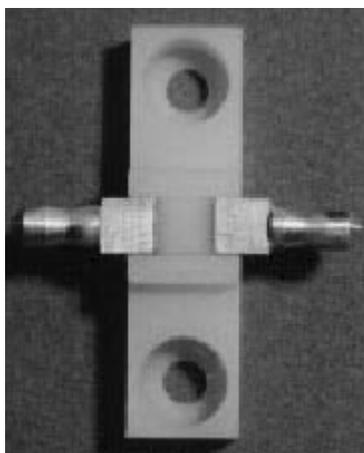


Abb.3.2.2.2.-3 Formaufsatz mit Probehalter

Um eine von den Kontaktflächen abgesehene freie Schrumpfung zu gewährleisten, musste der Formaufsatz (Abb.3.2.2.2.-3) entsprechend isoliert werden. Dies geschah zum einen durch eine Silikonpaste (Baysilone®) die mit einem Pinsel in einer dünnen Schicht aufgetragen wurde und zum anderen durch eine Teflonfolie (Polytetrafluorethylen). Anschließend wurde der mit Teflonfolie isolierte Formaufsatz auf den Tischaufsatz adaptiert. Zwei vorbehandelte

Probenthaler wurden gegenüberliegend in Klemmschalen verschraubt, wodurch der eine mit der Lastmessdose und der andere mit dem Piezotranslator verbunden wurde. In den Zwischenraum wurde das Füllungsmaterial eingebracht.

Nach Eingabe der gewünschten Messdauer und der Abtastrate im Frontpanel konnte das Messprogramm gestartet werden. Zuerst wurden die Start-Status-Werte aktualisiert. Das Programm wartete nun auf das Einschalten der Polymerisationslampe. Mittels Lichtsensor konnte synchron mit dem Start der Polymerisationslampe die Aufzeichnung der Messdaten initiiert werden. War das geschehen startete die Messung und die Messwerte konnten sofort anhand des Kraft-Zeit-Graphen abgelesen werden. Wurde die gewählte Messzeit erreicht, stoppte die Messwerterfassung und der Benutzer wurde über den Datei-Dialog zum Sichern der Daten aufgefordert. Die Empfindlichkeit des Sensors wurde durch ein Potentiometer optimal an die jeweiligen Umgebungslichtverhältnisse angepasst. Der Temperatursensor, ein Platin-Chip Sensor (Pt 100), dokumentierte die Umgebungstemperatur in der Messkammer. Eine Datenerfassungskarte setzte die analogen Ausgangssignale der einzelnen Sensoren in digitale Signalformen um, die vom Rechner weiterverarbeitet wurden. Es wurde, bei einer Messdauer von 300 s, ein Kraft- Zeit Diagramm aufgenommen.

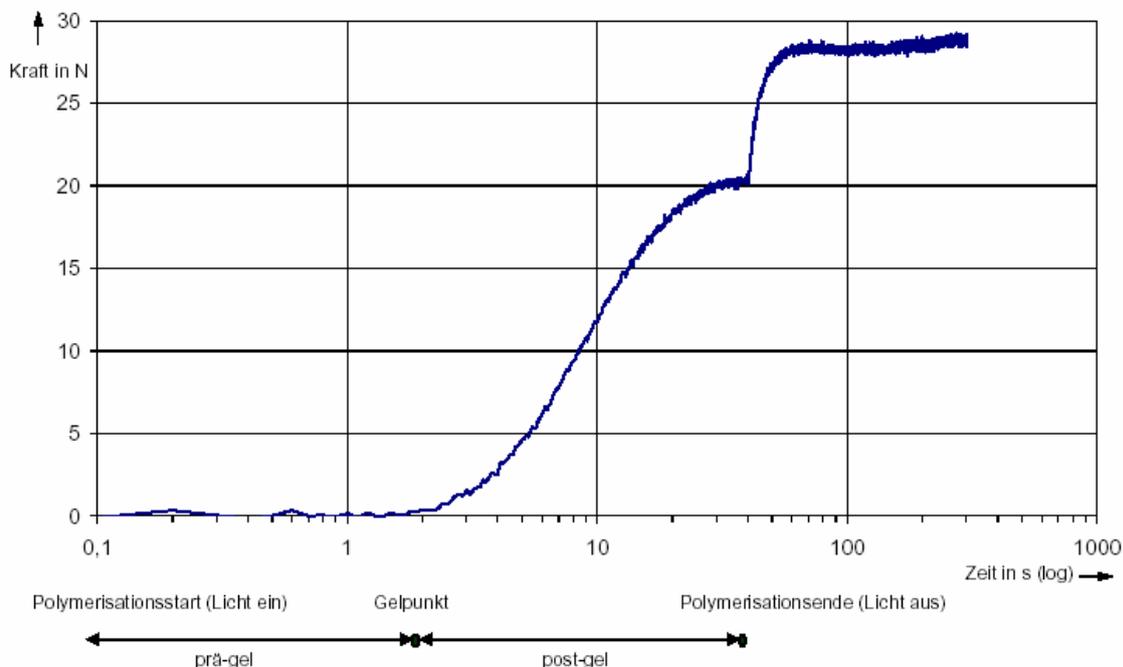


Abb. 3.2.2.2.-4 Kraft-Zeit-Diagramm

3.2.3 Mechanische Eigenschaften

Um die Qualität der ausgehärteten Probe zu prüfen und damit einen indirekten Hinweis auf die Güte der Polymerisation zu bekommen wurden die mechanischen Eigenschaften in einem Universalhärteversuch bestimmt. Die Probengröße und Form waren so gestaltet, dass man die Messergebnisse auf die praktisch eingesetzten Zahnfüllungen übertragen konnte. Deshalb wurden die Proben nach der Polymerisation und der Messung der Polymerisationskontraktion mit dem Nanoindentor (Fisherscope H100C, Fischer, Sindelfingen) vermessen. Nach DIN 50359-1 ist Härte definiert als der Widerstand eines Körpers gegen das Eindringen eines anderen härteren Körpers. Bei den für metallische Werkstoffe angewandten Verfahren der Härteprüfung wie Brinell und Rockwell wird diese Definition nicht vollständig erfüllt, da erst nach Rücknahme der Wirkung der Prüfkraft die jeweils für die Ermittlung der Härte relevanten Messwerte bestimmt werden. Bei der Universalhärteprüfung, die auch als registrierende Härteprüfung unter Prüfkrafteinwirkung bezeichnet wurde, wird dieser Wert unter Prüfkraft bestimmt. Das Verfahren wurde in den letzten 20 Jahren zur Anwendungsreife entwickelt, weil in dieser Zeit die Technik der Kraftaufbringung, Tiefenmessung und Datenregistrierung den hohen Anforderungen gerecht wurden. Ein Vorteil dieses Verfahrens gegenüber denen mit optischer Auswertung des Eindrucks ist die Messung der Eindringtiefe, die vollautomatisch ausgeführt werden kann. Im Vergleich zur visuellen Auswertung entfällt somit der subjektive Einfluß auf die Auswertung der Eindrücke.

3.2.3.1 Universalhärtemessverfahren

Zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften mit dem Universalhärtemessverfahren (Fisherscope H100C, Fischer, Sindelfingen) wurde das E-Modul, die Vickershärte und das Verhältnis der elastischen Eindringarbeit des Indentors zur totalen aufgebrauchten Arbeit (W_e/W_{tot}) bestimmt.

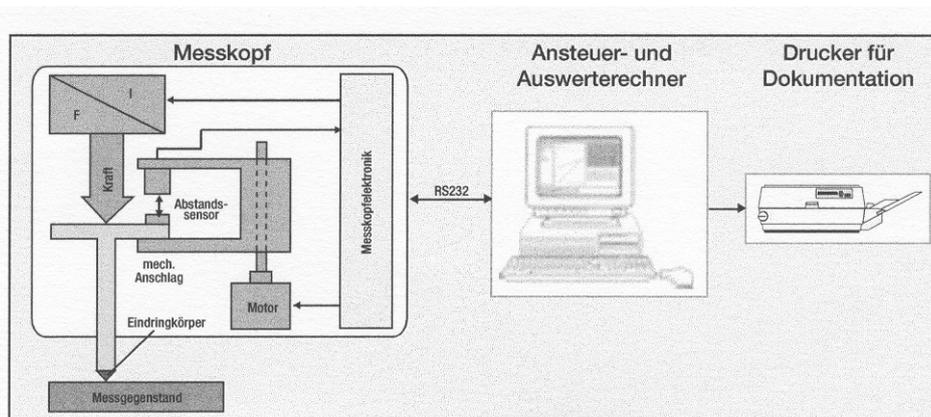


Abb. 3.2.3.1-1 Schematischer Aufbau des Härtemessplatzes

Das Messsystem (Fischerscope H100C, Fischer, Sindelfingen) ist für die Messung der Universalhärte gemäß DIN 50 359, Entwurf DIN 55 676 und Technical Report ISO TR 14 577 konzipiert. Hierfür wurden Kraft/Eindringtiefe-Wertepaare registriert und neben dem Härtewert weitere Informationen wie Elastizitätsmodul, plastische Härte, Anteil der plastischen und elastischen Verformung, Kriechen, plastische Universalhärte gewonnen.

Ein Eindringkörper aus Diamant in Form einer geraden Pyramide mit quadratischer Grundfläche und mit einem Winkel $\alpha = 136^\circ$ zwischen gegenüberliegenden Flächen (Vickerspyramide) wurde in die Oberfläche einer Probe eingedrückt. Während des Prüfvorganges wurden die Prüfkraft F und die Eindringtiefe h sowohl bei Prüfkraftzunahme als auch –rücknahme gemessen. Da die Geometrie des Vickersdiamanten bekannt ist, konnte aus der Eindringtiefe der Universalhärtewert $HU = F/A$ (A = Oberfläche des Eindrucks) berechnet werden. Durch eine große Reihe von Messungen verschiedener Materialien konnte der Gerätehersteller einen genauen Zusammenhang zwischen der Universal- und Vickershärte in der Software zu Verfügung stellen, was eine Umrechnung erlaubt.

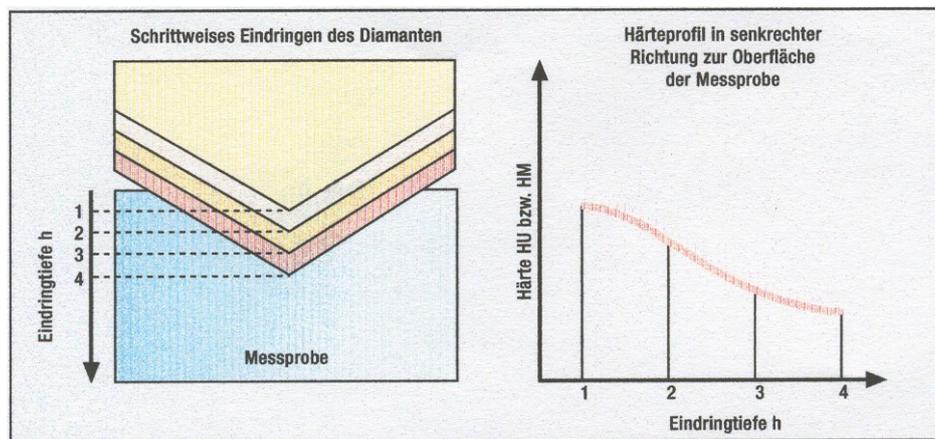


Abb. 3.2.3.1.-2 Vickerspyramide während des Meßvorganges

Die Messung erfolgte durch eine kontinuierliche Steigerung der Prüfkraft zwischen 0 mN und 500 mN, wobei gleichzeitig die Eindringtiefe des Vickersdiamanten gemessen wurde. Aus der Steigung der Tangente an die Entlastungskurve bei $F = F_{\max}$ wurde das elastische Eindringmodulus Y_{HU} bestimmt, der mit dem Elastizitätsmodul des Probenwerkstoffes verglichen werden kann. Die Prüfkraft wurde über eine Zeitspanne von 5 s konstant gehalten und die bei konstanter Prüfkraft veränderliche Eindringtiefe in Abhängigkeit von der Haltezeit der Prüfkraft gemessen (Kriechen).

Die beim Eindringen der Diamantpyramide aufgewendete mechanische Arbeit W_{total} wird nur teilweise als plastische Deformationsarbeit $W_{\text{plastisch}}$ verbraucht. Der Rest wird bei Rücknahme der Prüfkraft als Arbeit der elastischen Rückverformung $W_{\text{elastisch}}$ wieder freigesetzt. Aus der gemessenen Abhängigkeit der Prüfkraft (F) und Eindringtiefe (h) und entsprechend der Definition der mechanischen Arbeit $W = \int F dh$ wurde der plastische und elastische Anteil der Eindringarbeit berechnet.

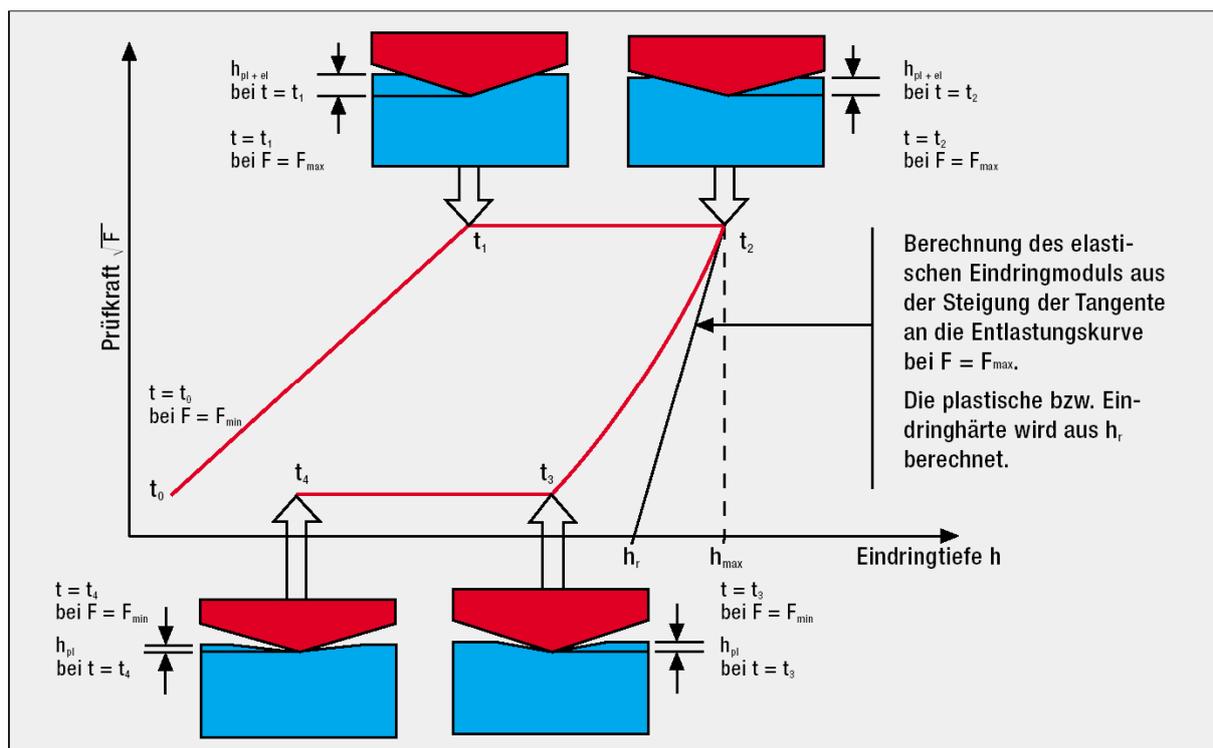


Abbildung 3.2.3.1.-3 Messzyklus des Härteprüfgerätes Fischerscope H100C mit folgenden Zeitabschnitten (www.helmut-fischer.com)

$t_0 - t_1$: Prüfkraftaufbringung von minimaler bis maximaler Prüfkraft. Plastische und elastische Verformung ergeben den gesamten Härteeindruck. Nur in diesem Zeitabschnitt erfolgt eine Härteberechnung.

$t_1 - t_2$: Die maximale Prüfkraft wird während einer vorwählbaren Zeitdauer konstant gehalten. Die gemessene Eindringtiefenänderung gibt Aufschluss über das Kriechverhalten des Materials.

$t_2 - t_3$: Rücknahme der Prüfkraft. Aus der Steigung der sich ergebenden Kurve bei F_{\max} wird der „Elastische Eindringmodul“ berechnet.

$t_3 - t_4$: Die minimale Prüfkraft wird konstant gehalten.

Man konnte so in einem einzigen Messvorgang Informationen über die Härte an der Oberfläche und den Härteverlauf innerhalb oberflächennahen Grenzsichten, sowie über die plastischen und elastischen Eigenschaften des Werkstoffes gewinnen.

Direkt im Anschluss an die Polymerisation wurden drei Messpunkte pro Probe an der Oberfläche auf mechanische Eigenschaften untersucht. Der Mittelwert aus diesen drei Messungen diente dazu, einen Gesamtmittelwert aus den jeweils acht hergestellten Probekörpern pro Belichtungsart und Material berechnen zu können. Statistisch analysiert wurden die Werte mittels einfaktorieller Varianzanalyse ANOVA und Tukey`s post-hoc test.

4 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel sollen die Ergebnisse in übersichtlicher Weise dargestellt werden, um im klinischen Alltag die Möglichkeit eines schnellen Nachschlagens zur Informationsgewinnung zu ermöglichen. Zuerst wird in Kapitel 4.1 die Kraftentwicklung während der Polymerisation durch Polymerisationsschrumpfung, pro Komposit dargestellt. Die Kurvenverläufe die für jedes Komposit mit verschiedenen Belichtungsmoduli ermittelt wurden, erlauben einen Vergleich des zeitlichen Polymerisation-Ablaufes. Im Anschluss ist die nach drei Minuten gemessene Endspannung, in Form eines Säulendiagramms abgebildet. Die Steigung der Kurven wird in Tabelle 4.1.6-1 veranschaulicht. Im Kapitel 4.2 folgt ein Einblick in die zwei wichtigen mechanischen Eigenschaften Vickershärte und Elastizitätsmodul pro Lampe. Die berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen, aus jeweils acht Messungen, werden in diesem Kapitel in Form von Säulendiagrammen dargestellt. Das Kapitel 4.3 fasst alle relevanten Ergebnisse, aus den verschiedenen Messungen in tabellarischer Form und in homogene Gruppen unterteilt, pro Kunststoff zusammen. Am Ende, folgt im Kapitel 4.4 ein Überblick über Korrelationen zwischen den verschiedenen Materialeigenschaften. Diese Berechnung soll helfen, Zusammenhänge besser zu erkennen.

4.1 Ergebnisse zur Polymerisationsschrumpfungsmessung mit der SSA-Maschine

Im Folgenden werden die Kurvenverläufe, entsprechend der Kraftentwicklung, während der Polymerisation dargestellt. Aufgezeichnet wurden die Daten durch den Stress-Strain-Analyzer und die Ergebnisse stellen die errechneten Mittelwerte aus jeweils acht Messungen pro Belichtungsart dar. Die Endspannung nach einer Belichtungszeit von 300 Sekunden, wird übersichtlich mit Hilfe von Säulendiagrammen veranschaulicht. Die roten Verbindungslinien zwischen den Säulen symbolisieren die homogenen Untergruppen (ANOVA, Tukey). Die Abkürzungen der Lampen sind im Kapitel Material und Methode bereits vorgestellt worden und werden an dieser Stelle nochmals kurz zusammengefasst:

GC-e light (GC):

Standard	GC_ST
Turbo	GC_T
Soft Cure A	GC_SCA
Pulse	GC_P
Fast Cure	GC_FC

Elipar Freelight 2 (3M ESPE):

Standard	Freelight 2_ST
Exponentiell	Freelight 2_EX

Astralis 10 (Vivadent):

High Intensity Program	Astralis_HIP
Pulse	Astralis_Pulse

Swiss Master Light (EMS):

Fast cure	EMS_FC
-----------	--------

Easy Cure (DMDS):

Programm 4	Easycure_P4
------------	-------------

4.1.1 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung von Charisma

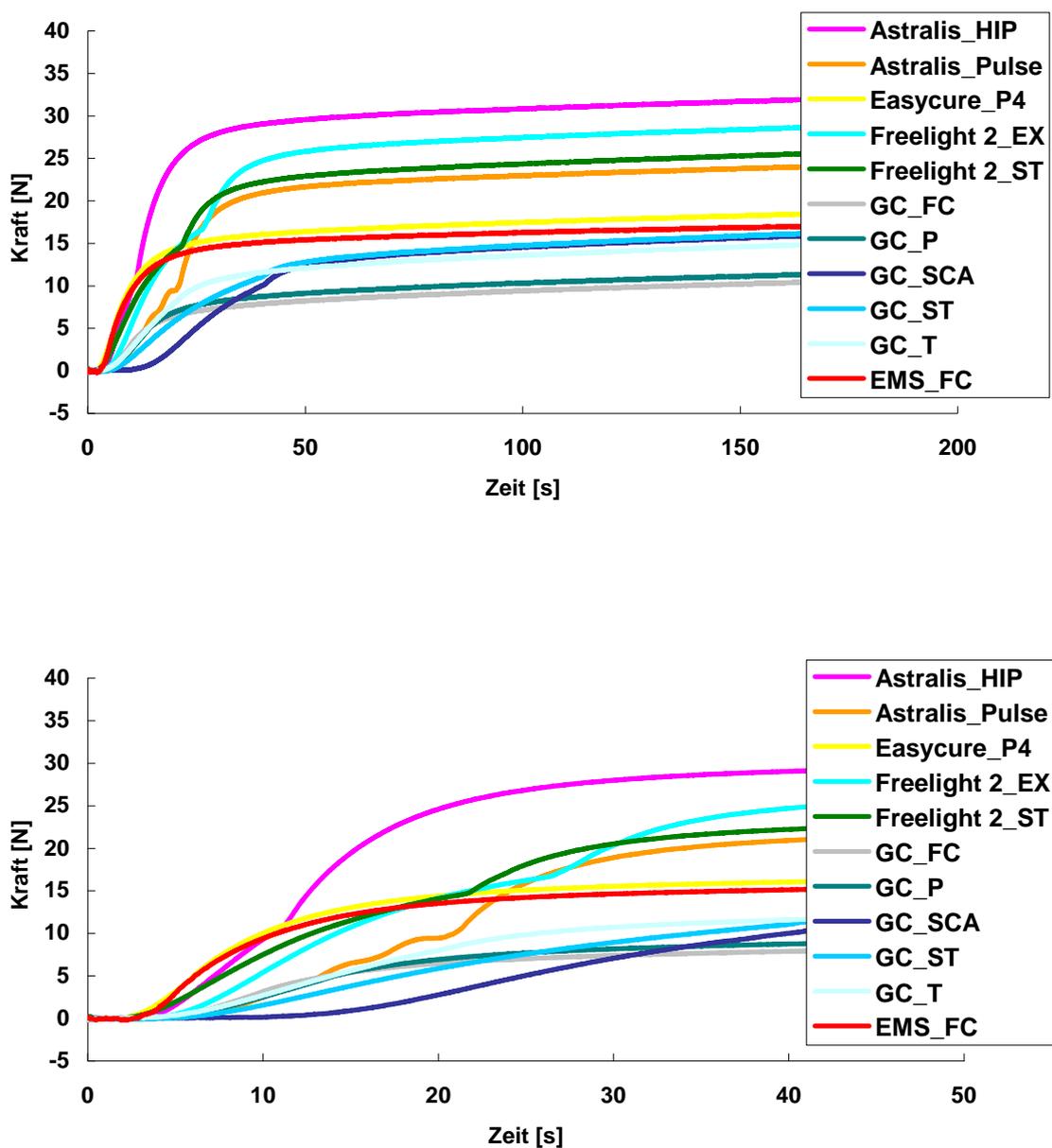


Abb.4.1.1-1 Aufzeichnung der Kraft als Funktion der Zeit (nach 200 bzw. 50 Sekunden) während der Polymerisation von Charisma

4 Ergebnisse

Einen sehr steilen Kurvenanstieg und die höchste Kraftentwicklung zeigt die Belichtung mit der Halogen-Lampe Astralis mit dem High Intensity Program. Eine ebenfalls hohe Kraftentwicklung nach 300s, aber einen langsameren Aufbau der Kraft konnte mit der LED-Lampe Freelight2 und ihrem Programm Exponentiell aufgezeichnet werden. Bei der Astralis mit der Belichtungsart Pulse erfolgt der Kraftanstieg sehr langsam und ist im unterem Abschnitt mit dem, der GC Lampe vergleichbar. Allerdings erreicht die Kraft einen Wert, der nach 150 s im oberen Drittel der Aufzeichnungen liegt.

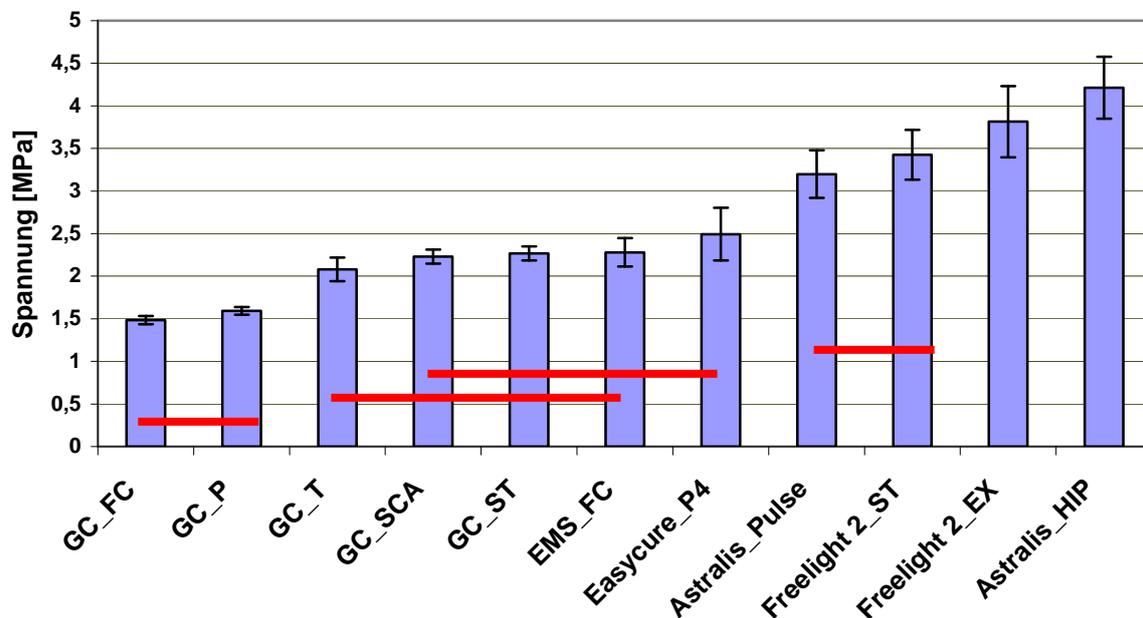


Abb.4.1.1-2 Schrumpfspannung als Funktion der Belichtungsart, gemessen nach fünf Minuten für Charisma (horizontale Linien verbinden die homogenen Untergruppen).

Die geringste Spannung wurde für das Fast Cure und Puls Programm der LED-Lampe GC ermittelt. Im mittleren Spannungsbereich, befindet sich die Plasma- Lampe Easy cure, in der selben homogenen Untergruppe mit der Halogen-Lampe Swiss Master Light von EMS und dem Soft Cure sowie dem Standard Programm der GC-e light. An der Spannungsspitze liegen die Lampen Astralis mit dem Programm HIP und Freelight 2 im Exponentiell Modus.

4.1.2 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung von Enamel plus-HFO

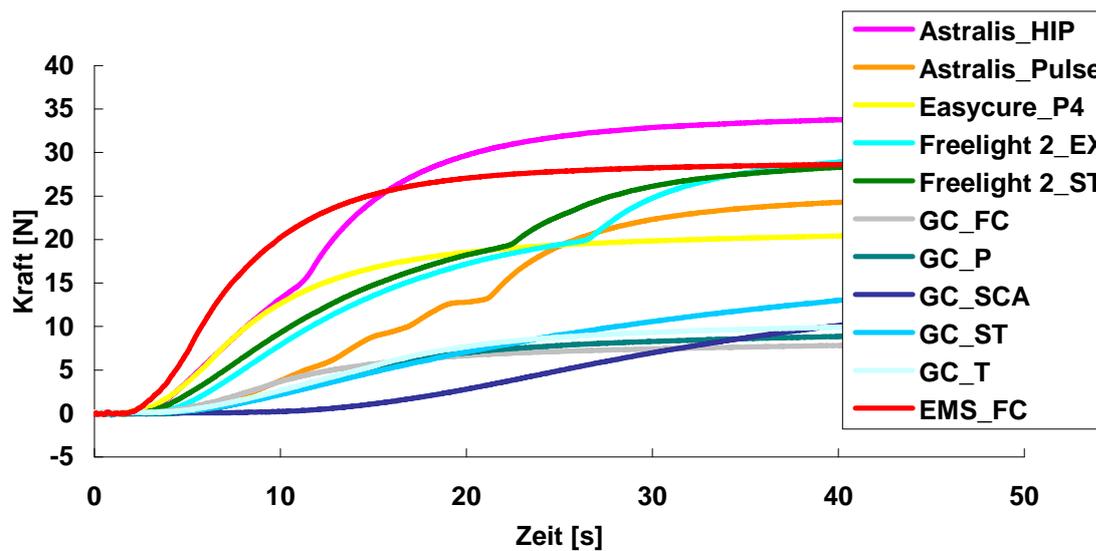
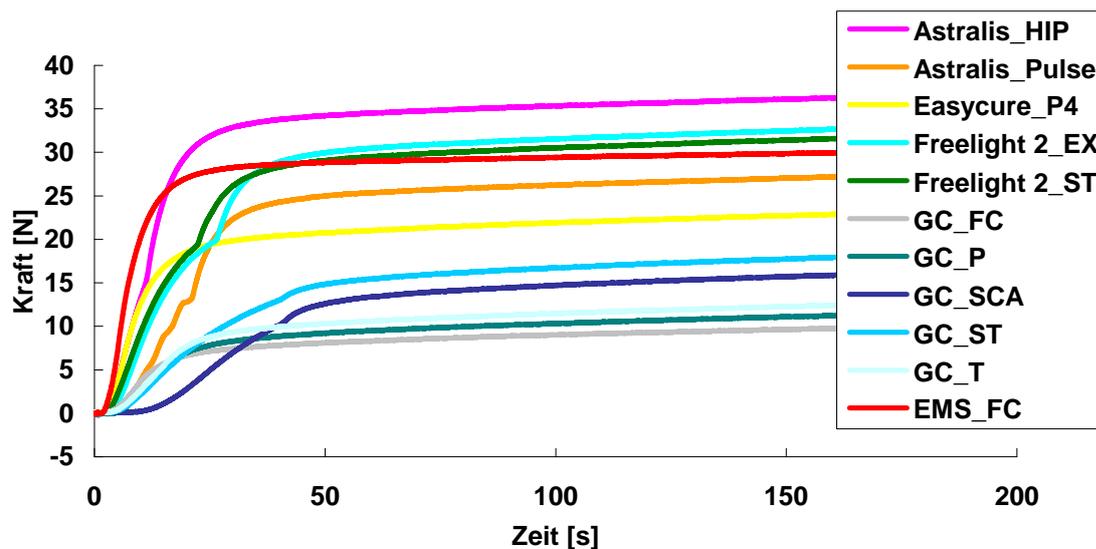


Abb.4.1.2-1 Aufzeichnung der Kraft als Funktion der Zeit (nach 200 bzw. 50 Sekunden) während der Polymerisation von Enamel plus HFO

4 Ergebnisse

Die größte Kraftentwicklung zeigt hier ebenfalls die Halogen-Lampe Astralis im HIP Modus. Allerdings verursacht bei diesem Komposit die Halogen Lichtquelle EMS den schnellsten und steilsten Kraftanstieg, welcher jedoch nach 50 s hinter den Freelight-Programmen zurückbleibt. Die GC Programme entwickeln mit ihren Programmen, vor allem mit Soft cure A einen sehr langsame Zunahme der entstehenden Kraft.

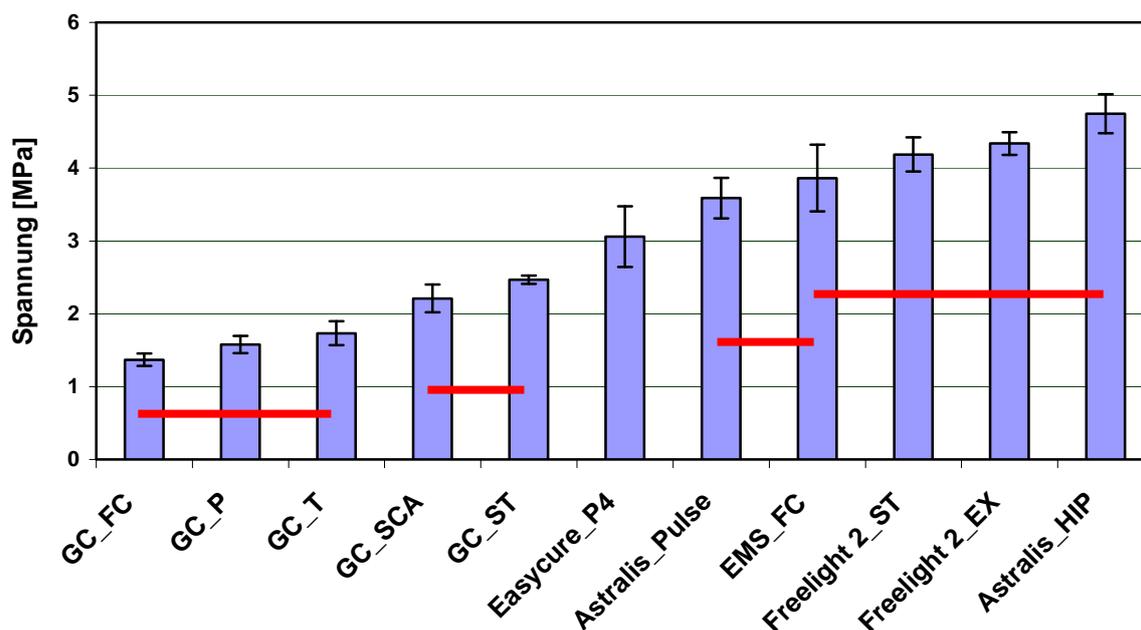


Abb. 4.1.2-2 Schrumpfspannung als Funktion der Belichtungsart, gemessen nach fünf Minuten für Enamel plus HFO (horizontale Linien verbinden die homogenen Untergruppen).

In dieser Untersuchungsreihe überholte die Spannungshöhe der Programme SCA und ST die restlichen Programme der LED-Lampe von GC. In der homogenen Untergruppe mit der höchsten Spannung liegen die LED-Lampe Freelight 2 und die Halogen-Lampe EMS sowie Astralis mit dem HIP-Modus.

4.1.3 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung von Palfique Estelite Low Flow

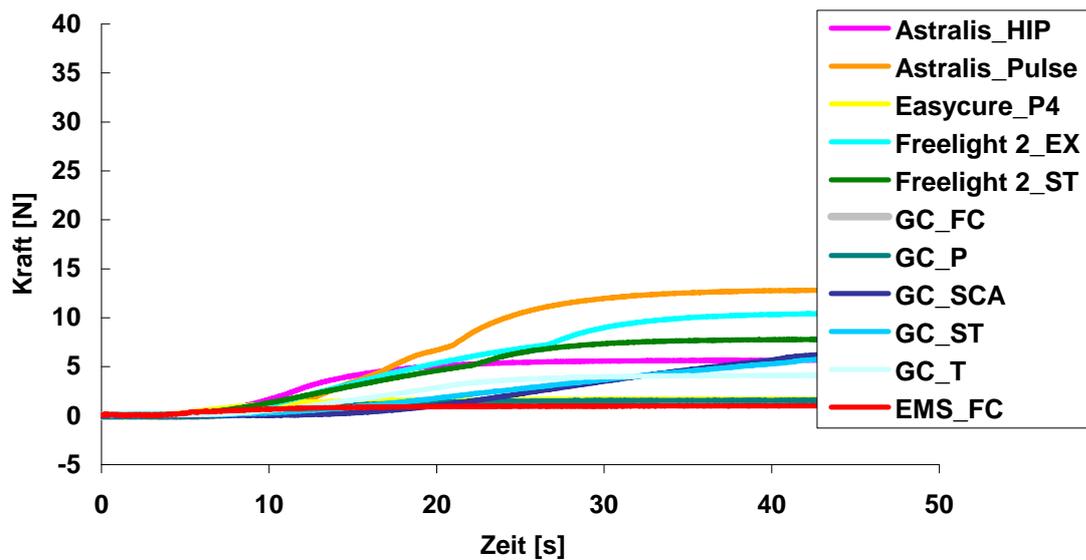
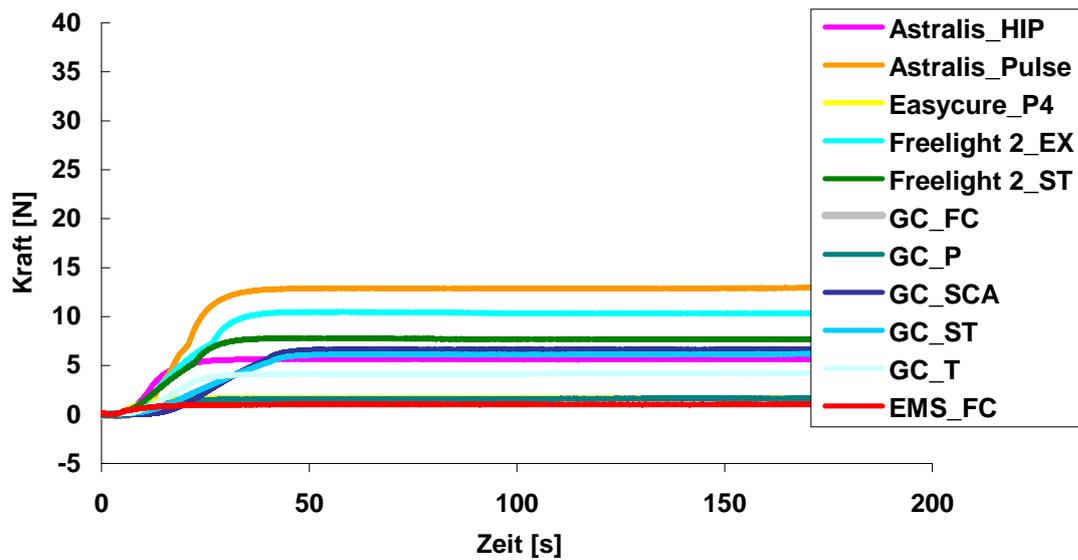


Abb.4.1.3-1 Aufzeichnung der Kraft als Funktion der Zeit (nach 200 bzw. 50 Sekunden) während der Polymerisation von Estelite

4 Ergebnisse

Eine völlig andere Situation, als bei den restlichen im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Kompositen, bietet das Bild von Estelite. Ein sehr geringer Kraftanstieg konnte bei den Lampen EMS, Easycure und GC Pulse bzw. Fast cure ermittelt werden. Einen sehr ähnlichen Kraftverlauf weisen die zwei Belichtungsarten Standard und Soft cure A der GC auf. Das HIP-Programm von Astralis ist nach den ersten 50 s und anfänglich recht starkem Kraftanstieg, nur im Mittelfeld zu finden und das Puls-Programm verursacht die höchste Kraftentwicklung.

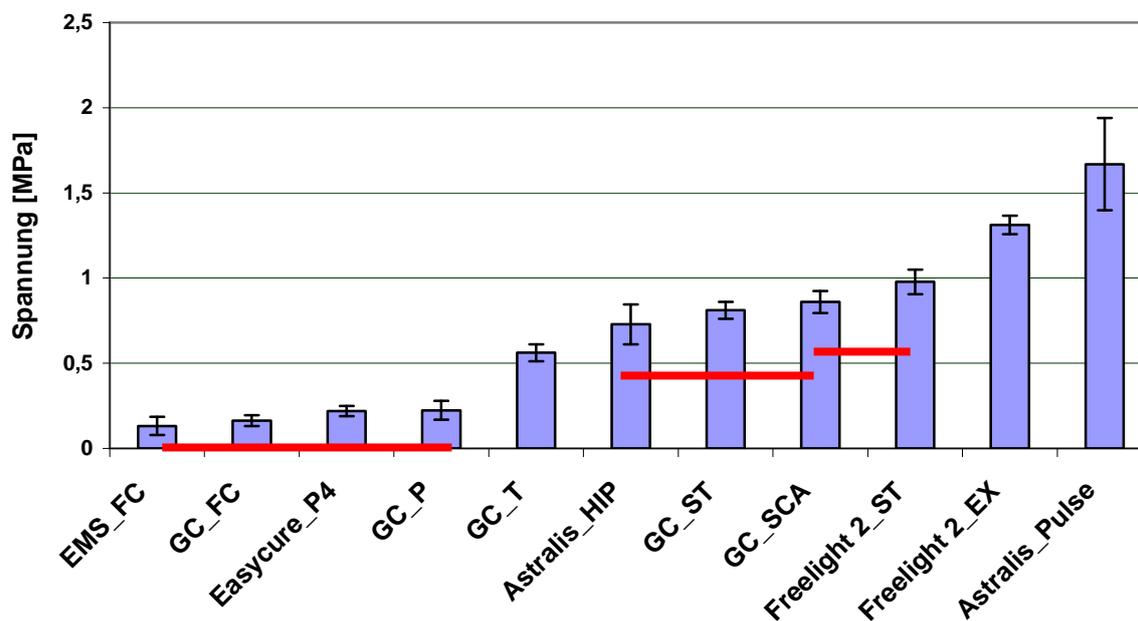


Abb.4.1.3-2 Schrumpfspannung als Funktion der Belichtungsart, gemessen nach fünf Minuten für Estelite (die horizontalen Linien verbinden die homogenen Untergruppen).

Die höchste Spannung und zugleich höchste Standardabweichung verzeichnet das Programm Pulse der Halogen-Lampe Astralis. Bei den vorgenommenen acht Messungen weist auch das HIP-Programm, der selben Lampe, größere Unregelmäßigkeiten auf, bleibt mit der verursachten Spannung aber unter 1 MPa.

4.1.4 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung Filtek Supreme (body shade)

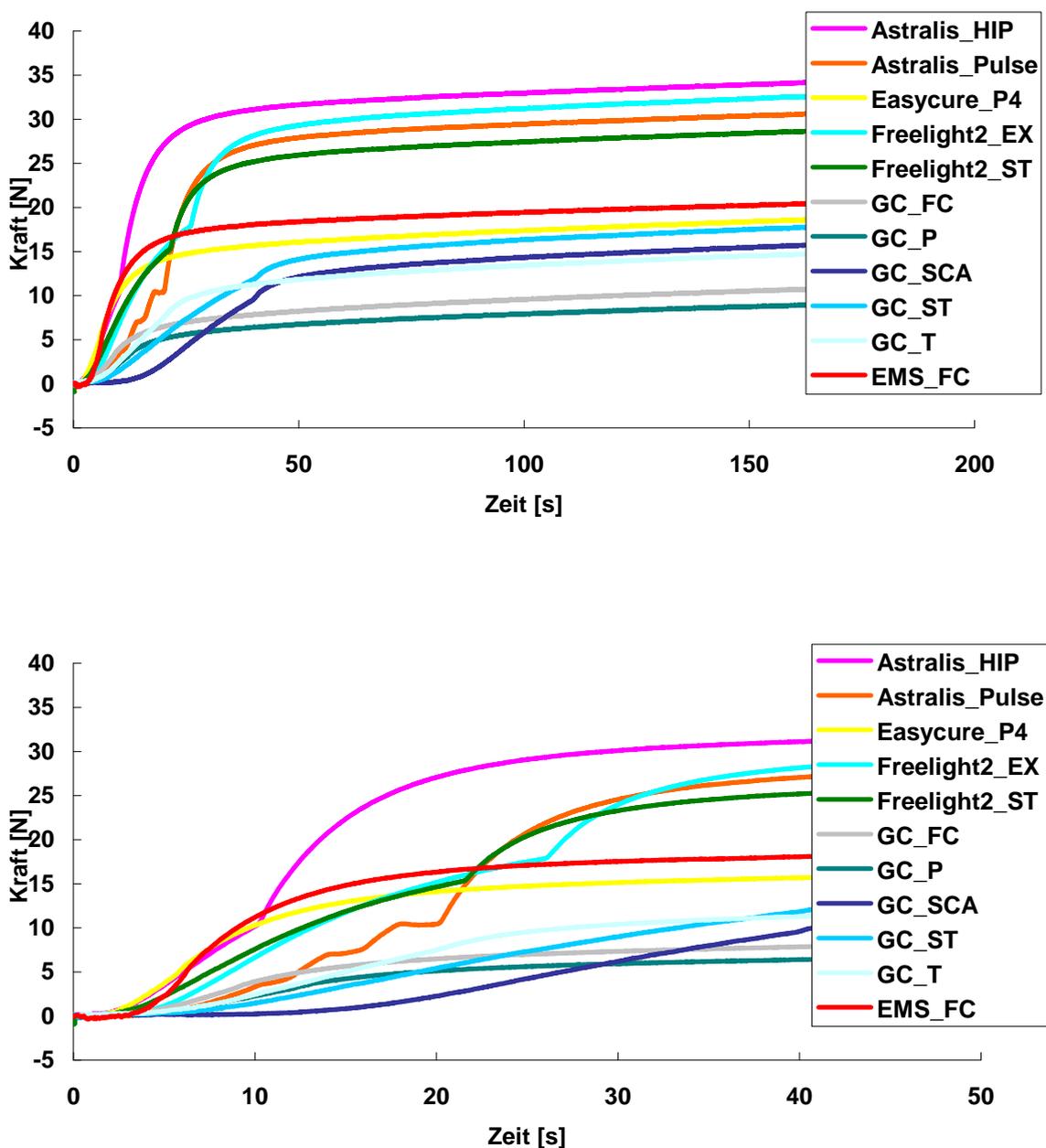


Abb.4.1.4-1 Aufzeichnung der Kraft als Funktion der Zeit (nach 200 bzw. 50 Sekunden) während der Polymerisation von Filtek Supreme

4 Ergebnisse

Einen sehr steilen Anstieg der Kraft verzeichnet das Belichtungsprogramm HIP von Astralis. Bis in einen Bereich von 15 N wird dieser Anstiegswinkel von der EMS Lampe übertroffen, allerdings bricht die Kraftzunahme in diesem Bereich ab und reicht nicht an die, der Astralis HIP heran. Das Soft cure A Programm der GC zeigt die langsamste wenn auch nicht geringste Kraftentwicklung.

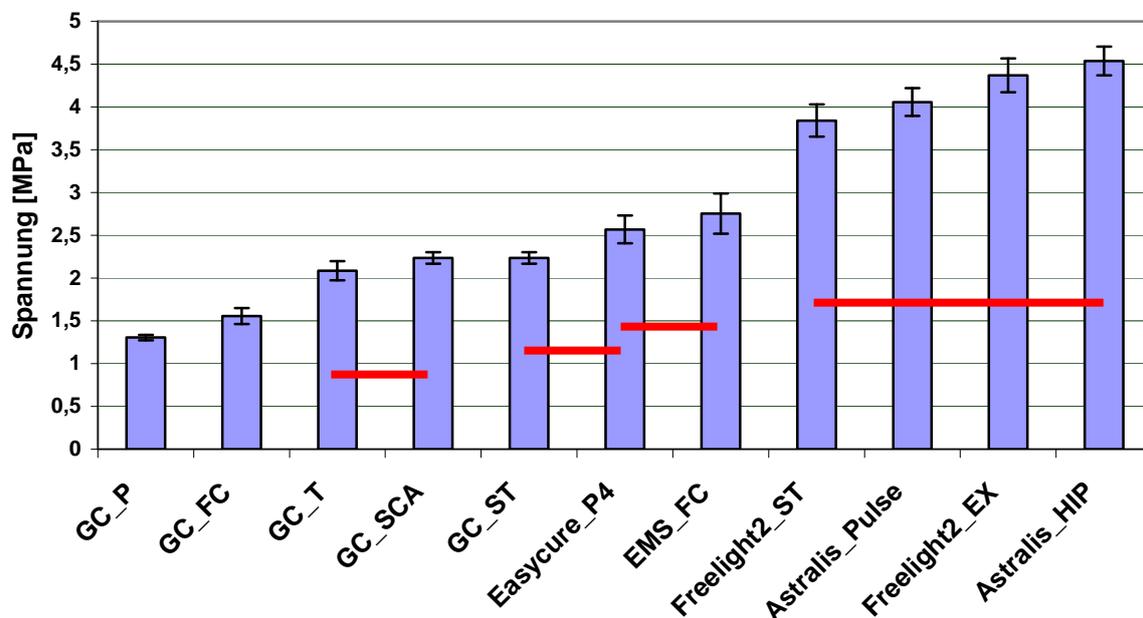


Abb.4.1.4-2 Schrumpfspannung als Funktion der Belichtungsart, gemessen nach fünf Minuten für Filtek supreme (horizontale Linien verbinden die homogenen Untergruppen).

Im Spannungsranking verursacht das niedrig energetische Puls Programm von GC die geringste Spannung. An der Spitze, sind die beiden Programme der Halogen-Lampe Astralis, sowie das Exponentiell und Standard Programm der LED-Lampe Freelight 2 zu finden zwischen denen keine signifikanten Unterschiede bestehen.

4.1.5 Kraftentwicklung und Schrumpfspannung von Tetric

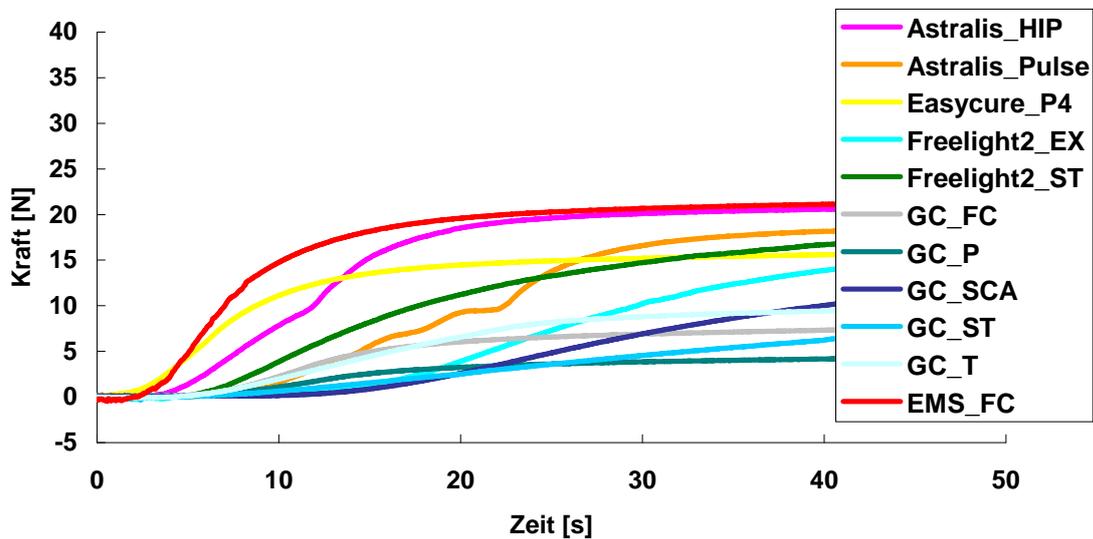
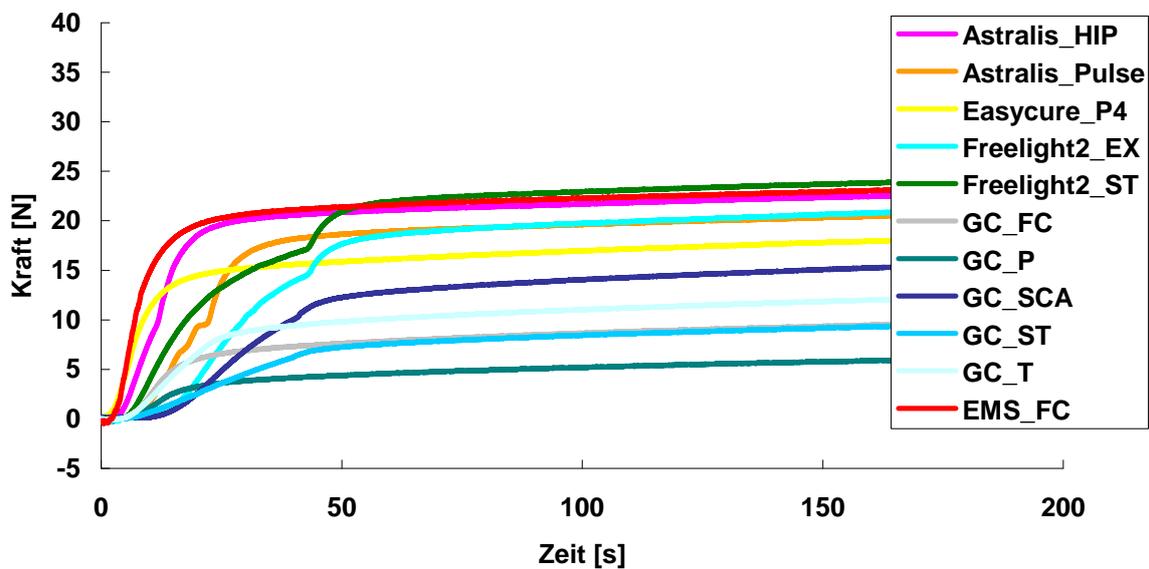


Abb.4.1.5-1 Aufzeichnung der Kraft als Funktion der Zeit (nach 200 bzw. 50 Sekunden) während der Polymerisation von Tetric

4 Ergebnisse

Tetric verzeichnet den steilsten Kurvenverlauf mit den Belichtungsprogrammen FC der EMS, HIP der Astralis und dem Programm 4 der Easycure. Eine langsamere Zunahme, aber ab ca. 50 s die höchste Kraft aller Programme, verursacht der Standard Modus der Lampe Freelight 2. Dieser Belichtungsmodus zeigt einen kontinuierlichen Anstieg bis 45 s und ab diesem Bereich eine neuerliche Kraftzunahme mit steilem Kurvenanstieg. Der Kurvenverlauf der Astralis mit dem Puls Programm liegt während der ersten Sekunden noch im Mittelfeld, fällt aber schon schnell hinter den restlichen Belichtungsarten zurück und bildet wie auch im folgenden Diagramm ersichtlich das Schlusslicht.

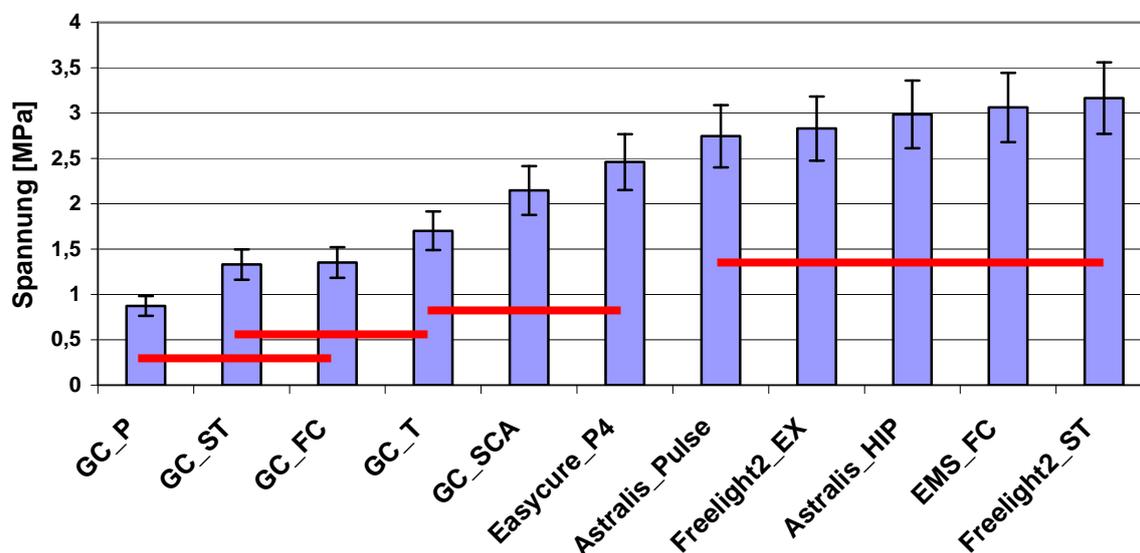


Abb.4.1.5-2 Schrumpfspannung als Funktion der Belichtungsart, gemessen nach fünf Minuten für Tetric (die horizontalen Linien verbinden die homogenen Untergruppen).

Bei der Lampe GC teilen sich die geprüften Programme in drei signifikant unterschiedliche Gruppen auf. Dabei entwickelt das Soft cure A Programm die höchste, das Puls Programm die niedrigste Spannung. Insgesamt entstehen durch alle Belichtungen mit der niedrigerenergetischen LED-Lampe GC geringe Spannungen. Die Spitzenwerte liegen nahe beisammen und wurden während der Polymerisation mit den Freelight2 Programmen, der Lampe EMS und Astralis gemessen.

4.1.6 Anstiegssteilheit der Kurvenverläufe

Aus der Abhängigkeit der Kraft als Funktion der Zeit, wurde die Steigung jeder dargestellten Mittelwertskurve, zwischen dem Gelpunkt (Kraft $\geq 0,5\text{N}$) und dem nach 3 Sekunden ermittelten Kraftpunkt berechnet.

Die Zeitspanne von 3 Sekunden wurde einheitlich für alle Messungen gewählt, um sicher zu stellen, dass der Wendepunkt im weiteren Kurvenverlauf für alle Materialien bei weitem noch nicht erreicht ist. Die Berechnung der Steigungswerte erfolgte mit der Formel:

$$m = \text{tg } \alpha = \Delta F / \Delta t = (F_2 - F_{\text{Gelpunkt}}) / (t_2 - t_{\text{Gelpunkt}})$$

Lampe	Charisma	Enamel plus HFO	Tetric	Filtek supreme	Palfique Estelite LF
Astralis, HIP	1,38	1,82	1,09	1,08	0,4
Astralis, Pulse	0,6	0,64	0,52	0,53	0,43
Freelight2, Standard	0,94	1,17	0,75	2,56	0,26
Freelight2, Exponent.	0,85	1,11	0,06	0,83	0,37
GC, Fast cure	0,58	0,51	0,46	0,43	0,09
GC, Pulse	0,45	0,47	0,26	0,32	0,16
GC, Standard	0,35	0,37	0,16	0,22	0,13
GC, Turbo	0,42	0,42	0,41	0,27	0,18
GC, Soft cure A	0,24	0,22	0,23	0,15	0,18
Easy cure	1,38	1,55	1,18	1,2	1,2
EMS, Fast cure	2,43	2,6	2,08	1,85	0,06

Abb.4.1.6-1 Steigung der Kurvenverläufe, ermittelt für den Zeitabschnitt 0,5-3 Sekunden

Die Programme mit starker Lichtintensität zeigen eine größere Steigung als die Belichtungsmoduli mit geringerer Intensität bzw. Puls- Belichtung. Der steilste Anstieg, aller getesteten Materialien, wurde für die Halogen Lampe EMS (Swiss Master Light) errechnet.

4.2 Mechanische Eigenschaften

Für die Evaluation der Polymerisation wird in dieser Studie, als indirekter Maß, die Härtemessung berücksichtigt. Die Methode stellt ein indirektes Prüfverfahren dar, um den Polymerisationsgrad eines Materials abzuschätzen, und damit auch die Leistung einer Polymerisationslampe und die Effektivität der Belichtungsart (Lichtintensität, Spektrum, Modulationsmuster) zu charakterisieren. Für die Beurteilung des Polymerisationsverhaltens der getesteten Materialien wird die Härtmessung direkt nach der Polymerisationsschrumpfungsmessung durchgeführt. In Ergänzung zur Härte, wurde auch das Elastizitätsmodul im Universalhärteprüfverfahren gemessen. Zur besseren Veranschaulichung werden die Ergebnisse in aufsteigender Anordnung der Mittelwerte pro Lampe dargestellt. Die Daten sind in den Abbildungen 4.2.1-4.2.11 zusammengefasst. Kunststoffe die sich in ihrem Verhalten nicht signifikant voneinander unterscheiden sind entsprechend ihrer homogenen Untergruppe, mit blauen Balken verbunden (ANOVA, Tukey). Um eine größtmögliche, kompakte Übersicht aller nachfolgender detaillierten Ergebnisse möglich zu machen wurden die Werte für Härte, Kriechen und E-Modul, in Grafiken pro Lampe bzw. pro Kunststoff, vorab zusammengefasst.

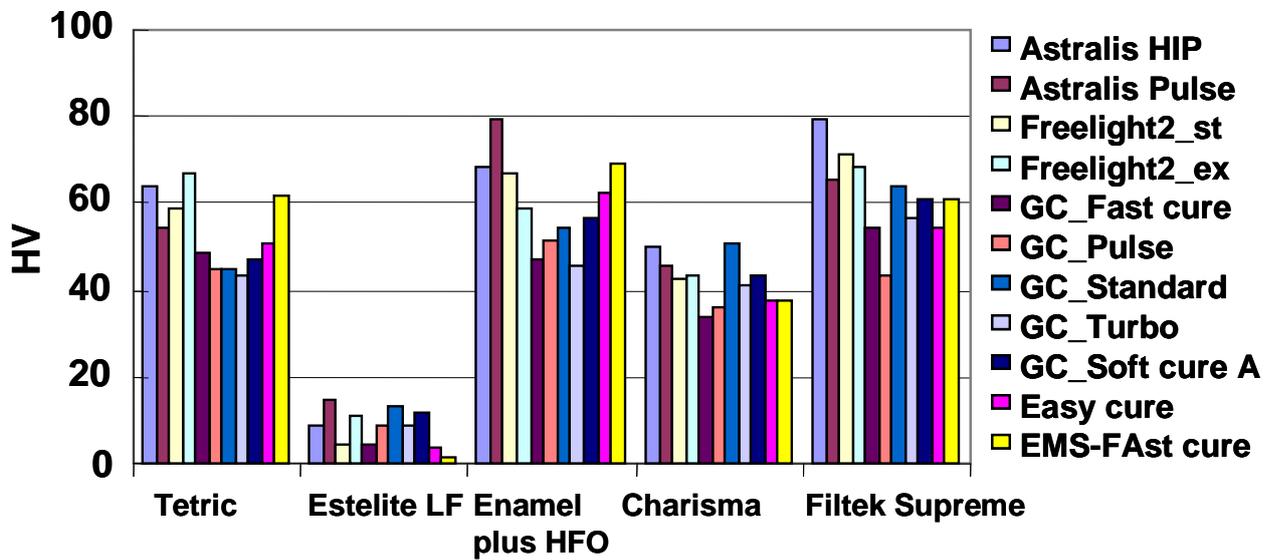


Abb.4.2-1 Härte der getesteten Komposite, geordnet nach Materialien

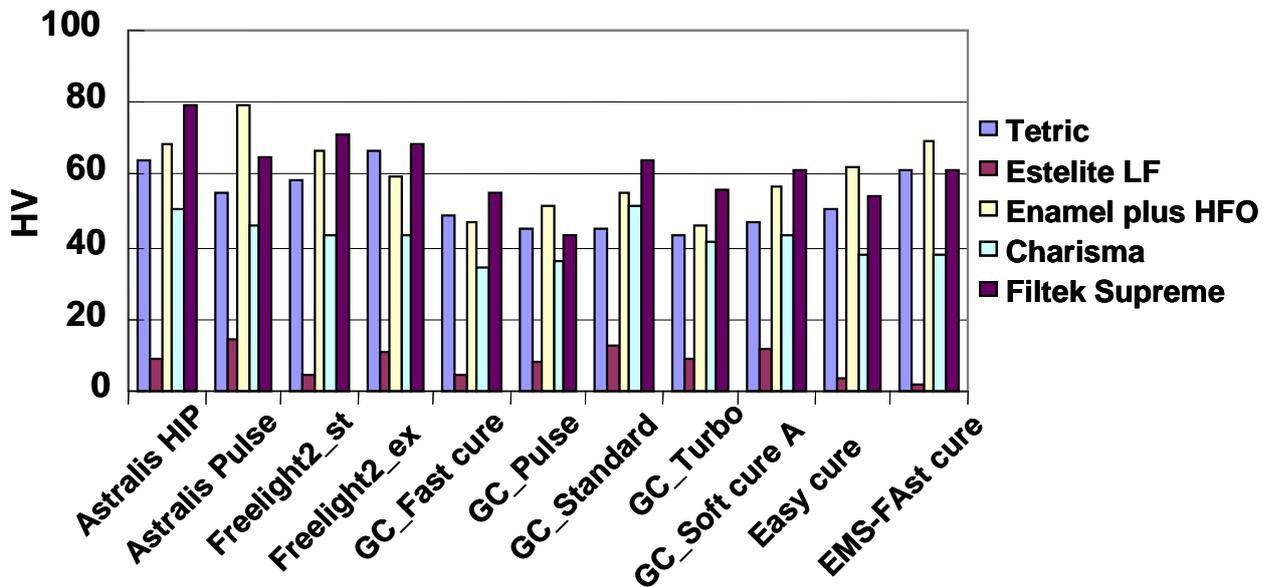


Abb.4.2-2 Härte der getesteten Komposite, geordnet nach Lampen

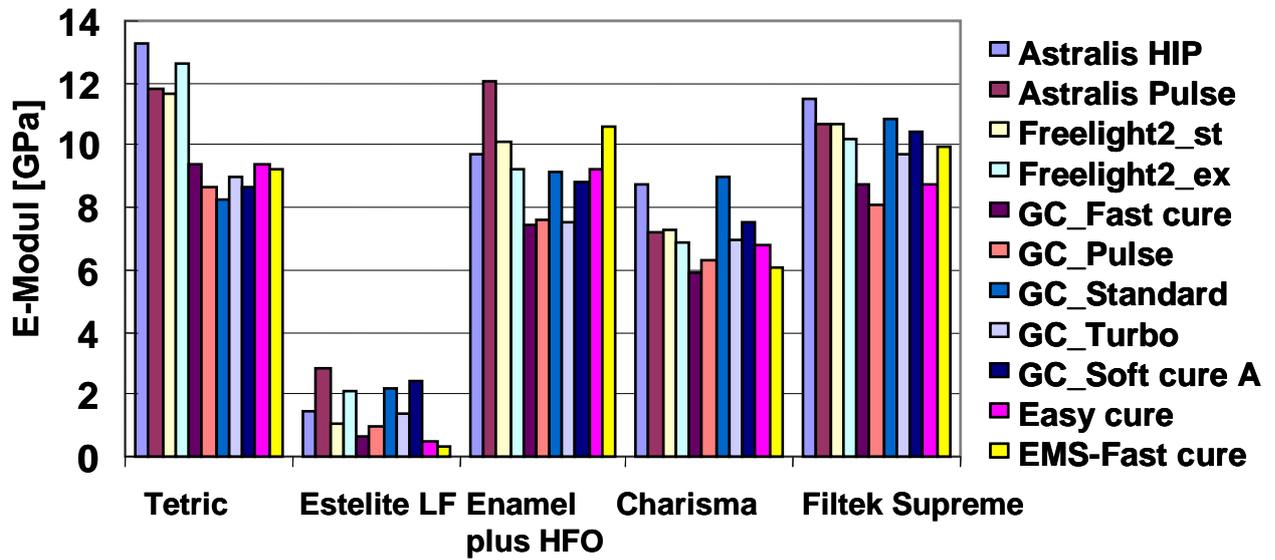


Abb.4.2-3 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, geordnet nach Materialien

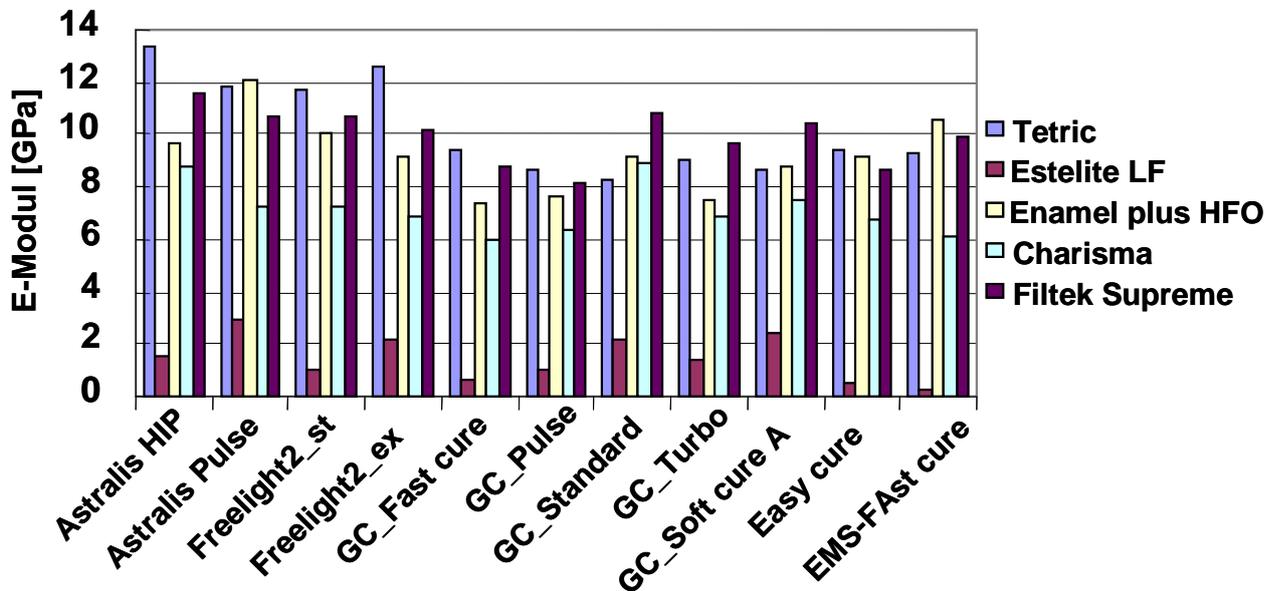


Abb.4.2-4 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, geordnet nach Lampen

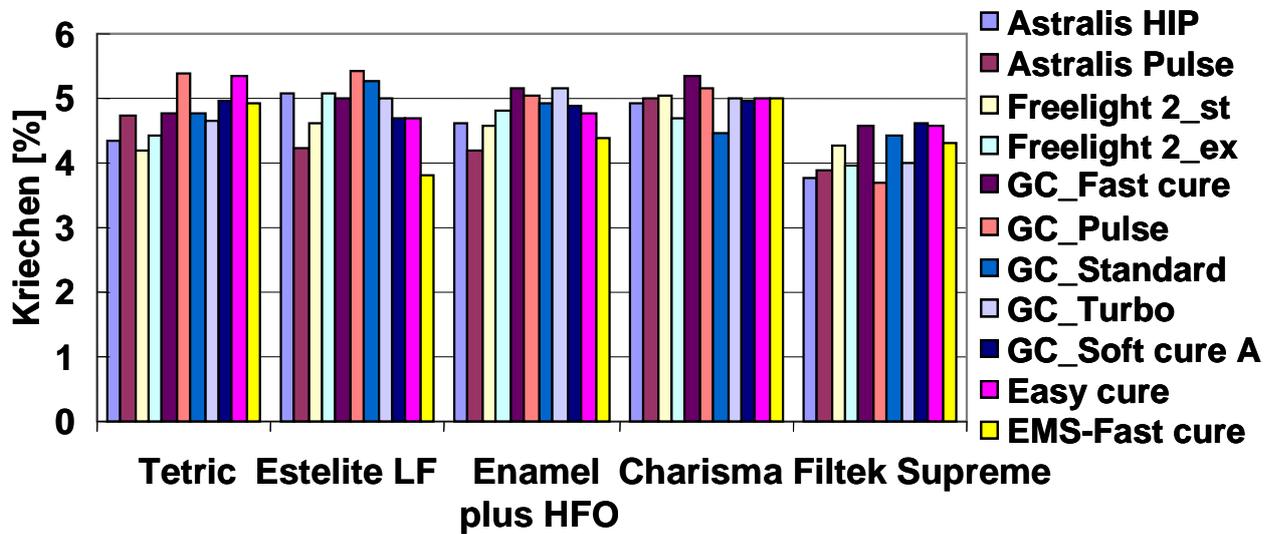


Abb.4.2-5 Kriechen der getesteten Komposite, geordnet nach Materialien

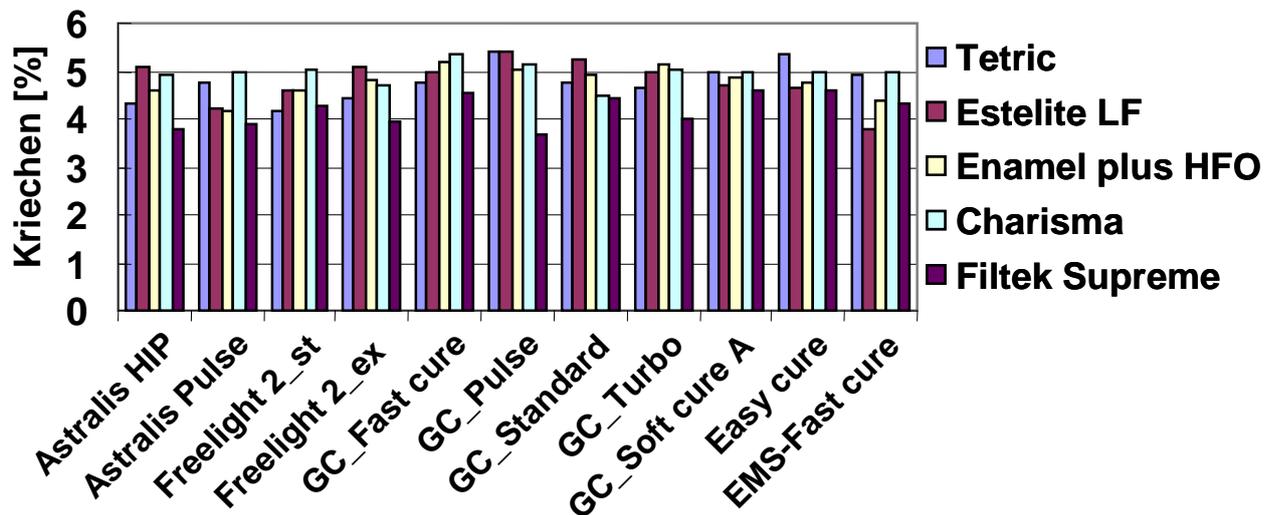


Abb.4.2-6 Kriechen der getesteten Komposite, geordnet nach Lampen

4.2.1 Astralis-HIP

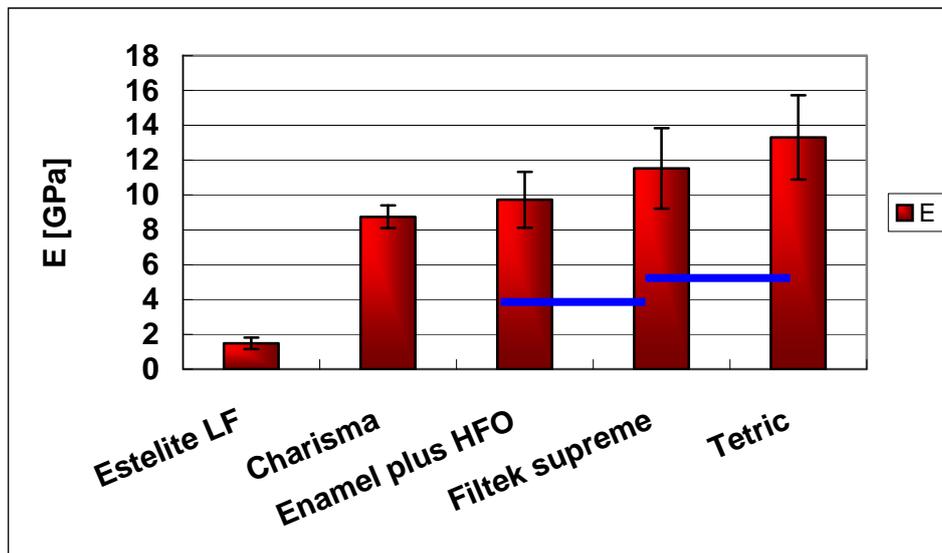


Abb.4.2.1-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Astralis-HIP

Das höchste Elastizitätsmodul zeigt bei diesem Programm der Halogen-Lampe Astralis, der Dentalwerkstoff Tetric, gefolgt von Filtek supreme. Palfique Estelite erreicht nicht die 2 GPa Marke und somit liegt das Elastizitätsmodul bei einem Viertel des gemessenen Wertes von Filtek supreme.

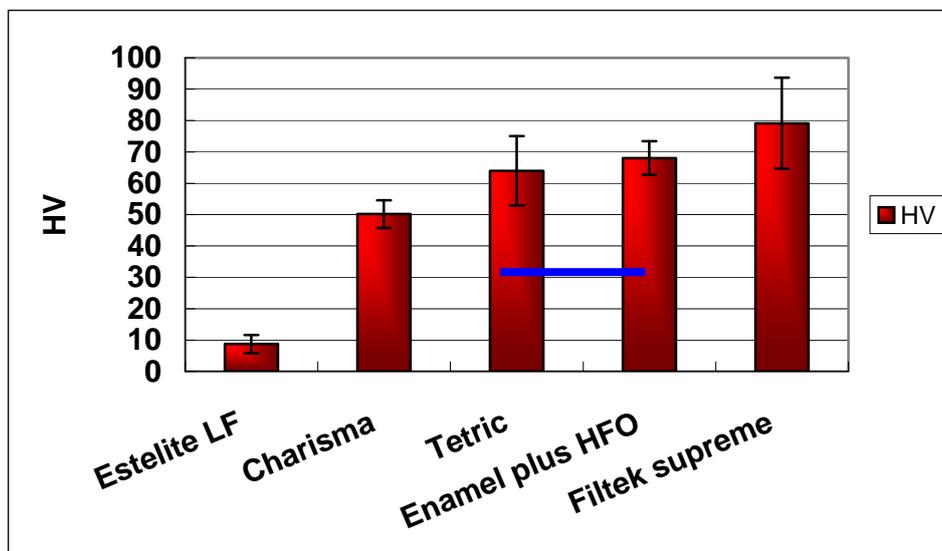


Abb.4.2.1-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Astralis-HIP

Das Härtefeld wird von Filtek supreme angeführt und Tetric rangiert nur im Mittelfeld. Estelite weist eine Härte von unter 10 HV auf.

4.2.2 Astralis-Pulse

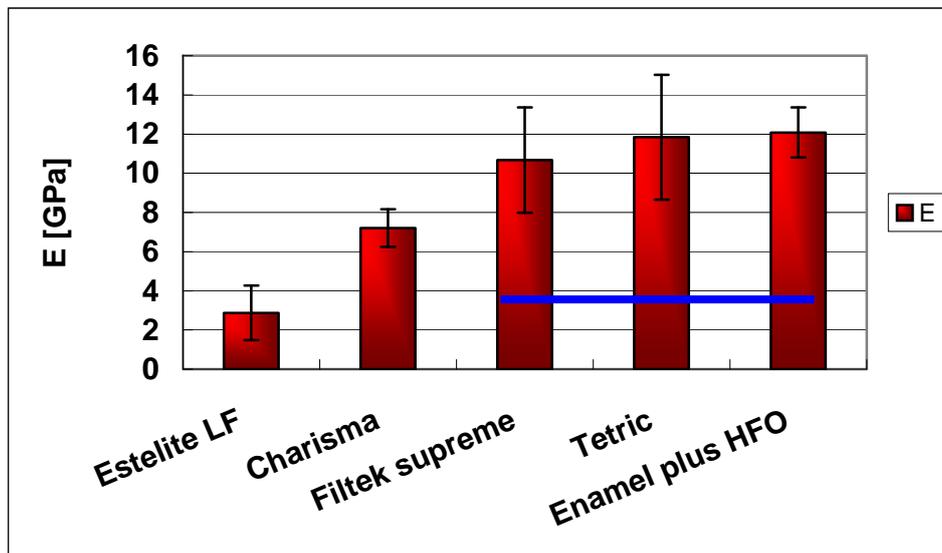


Abb.4.2.2-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Astralis-Pulse

Im Puls Modus der Halogen-Lampe Astralis, formiert sich folgende Reihenfolge. Enamel Plus HFO Plus HFO plus, Tetric und Filtek supreme erzielten die höchsten Werte. Estelite erreichte das signifikant geringste Ergebnis.

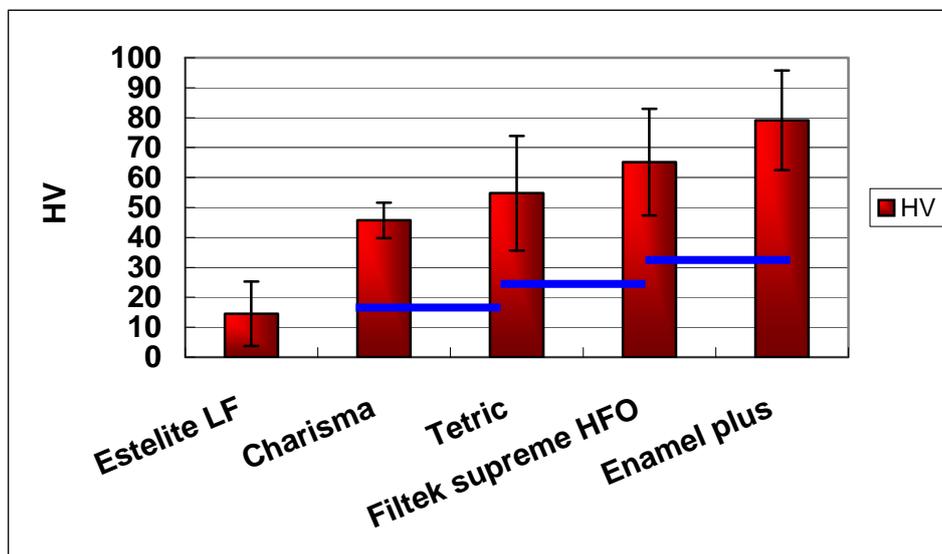


Abb.4.2.2-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Astralis-Pulse

Enamel Plus HFO Plus HFO und Filtek supreme rangieren, auch bei der ermittelten Härte, an erster Stelle. In weiterer Folge mit absteigender Härte sind Tetric und Charisma platziert. Charisma zeigt im Puls-Programm die einheitlichsten Ergebnisse. Estelite überschreitet die 10 HV Marke und wurde effektiver polymerisiert als mit den anderen Belichtungsmoduli.

4.2.3 Easy Cure-Programm 4

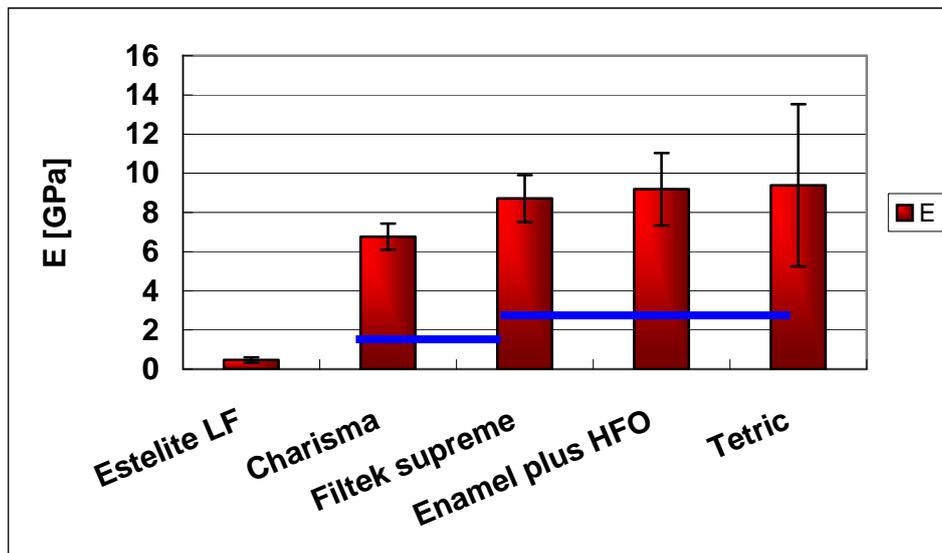


Abb.4.2.3-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Easy Cure-Programm 4

Nach Belichtung mit der Plasmalampe Easy Cure, konnte ein ähnliches E-Modul für die Komposite Filtek supreme, Enamel Plus HFO Plus HFO plus und Tetric errechnet werden. Insgesamt ist das E-Modul für alle getesteten Materialien nach der Belichtung mit dieser Plasma Lampe viel niedriger als nach der Belichtung mit der Halogen-Lampe Astralis.

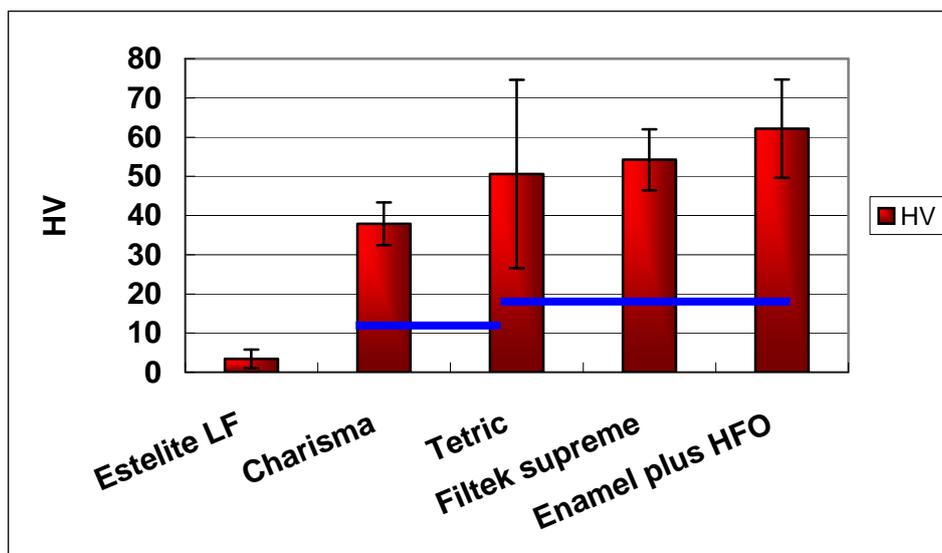


Abb.4.2.3-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Easy Cure-Programm 4

Die größte Härte weist nach der Plasma Belichtung Enamel Plus HFO Plus HFO-Plus auf. In der selben Untergruppe, also mit keinem signifikanten Unterschied liegen die Werte von Filtek supreme und Tetric.

4.2.4 Swiss Master Light (EMS)

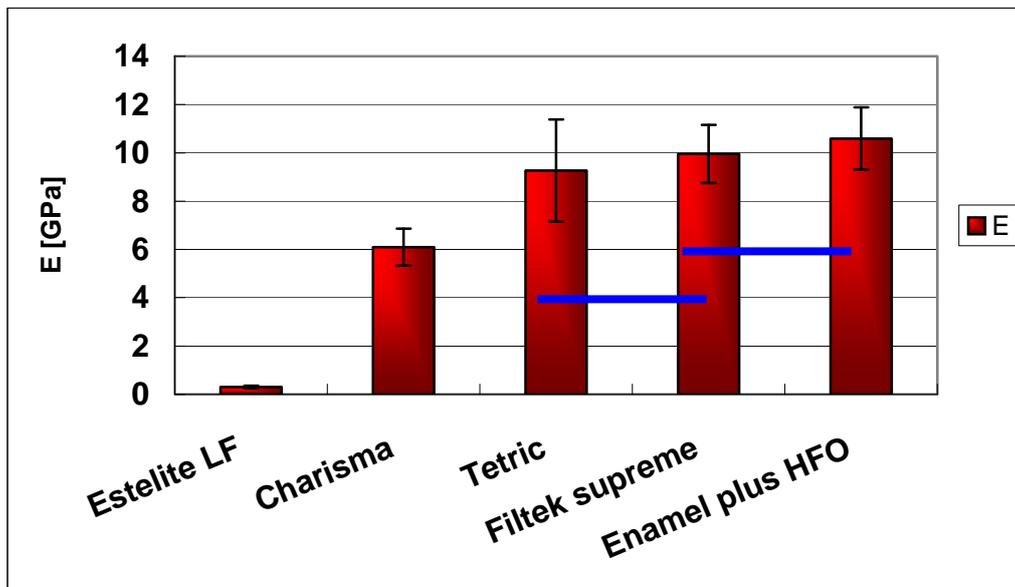


Abb.4.2.4-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit EMS

Die Hochleistungs-Halogenlampe EMS erzeugt im Kunststoff Enamel Plus HFO Plus HFO plus und Filtek supreme das höchste E-Modul. In weiterer Reihenfolge rangieren Tetric und Charisma und an letzter Stelle Estelite.

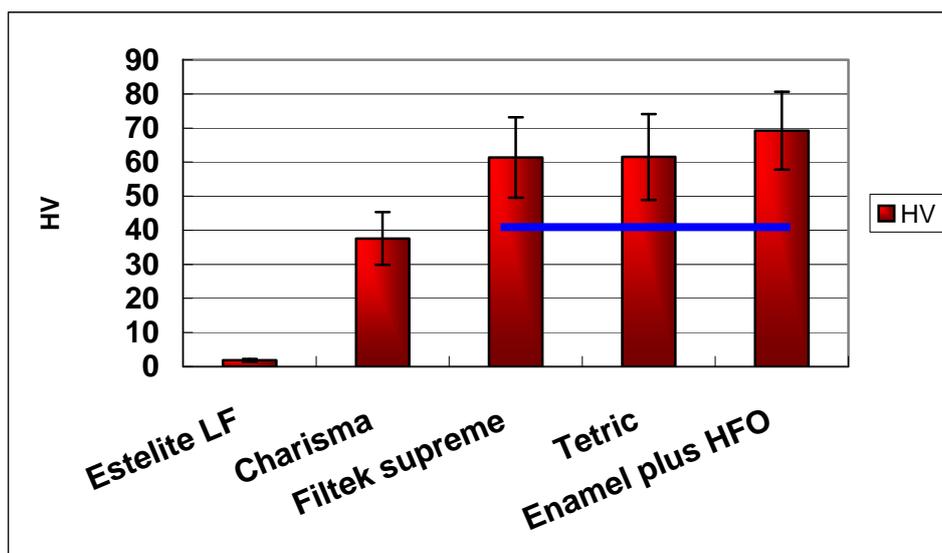


Abb.4.2.4-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit EMS

Die Härte von Enamel Plus HFO Plus HFO plus, liegt verglichen mit den restlichen Kompositen zusammen mit Tetric und Filtek supreme an der Spitze. Tetric und Filtek supreme zeigen sehr ähnliche Ergebnisse. Charisma erreicht die 40 HV Grenze nicht und Estelite verzeichnet, verglichen mit anderen Belichtungsmoduli, noch niedrigere Werte.

4.2.5 Freelight 2-Exponentiell

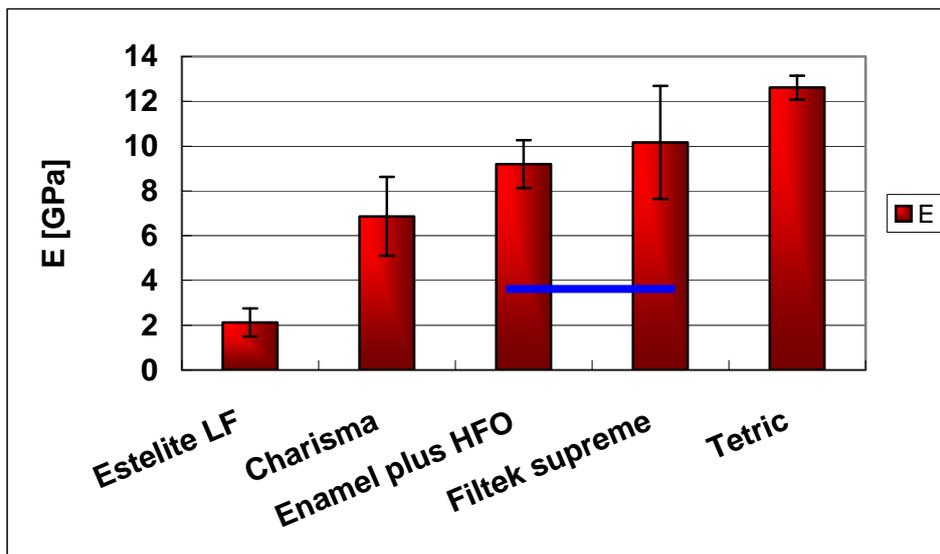


Abb.4.2.5-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Freelight2-Exponentiell

Die LED-Lampe Freelight2 verursacht mit dem Exponentiell Programm, bei Tetric das höchste E-Modul. An zweiter Stelle ist Filtek supreme und Enamel Plus HFO plus platziert. Im weiteren Ranking schließen sich Charisma und Estelite an.

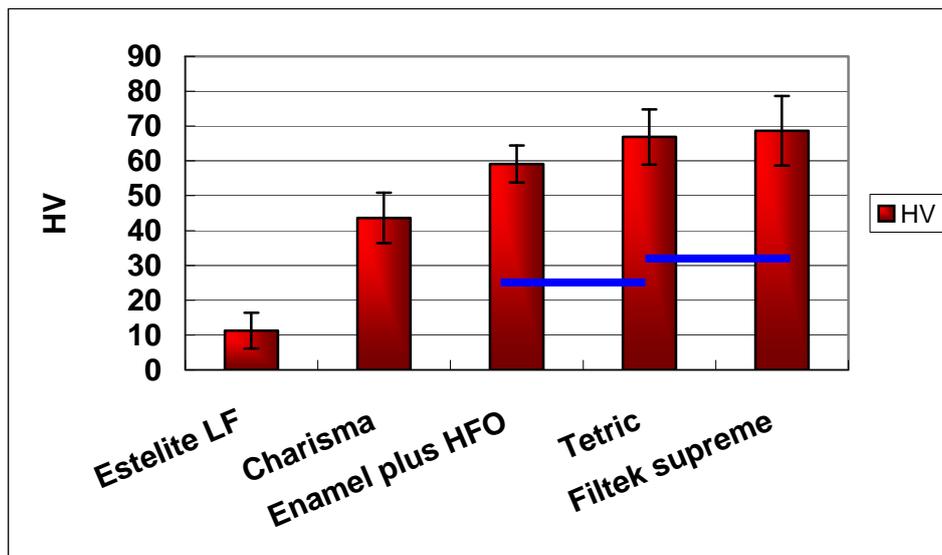


Abb.4.2.5-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Freelight2-Exponentiell

Filtek supreme und Tetric weisen mit dieser Belichtungsart die größte Härte auf. Es folgen Enamel Plus HFO plus, Charisma, Estelite und Estelite überschreitet die 10 HV Marke.

4.2.6 Freelight 2-Standard

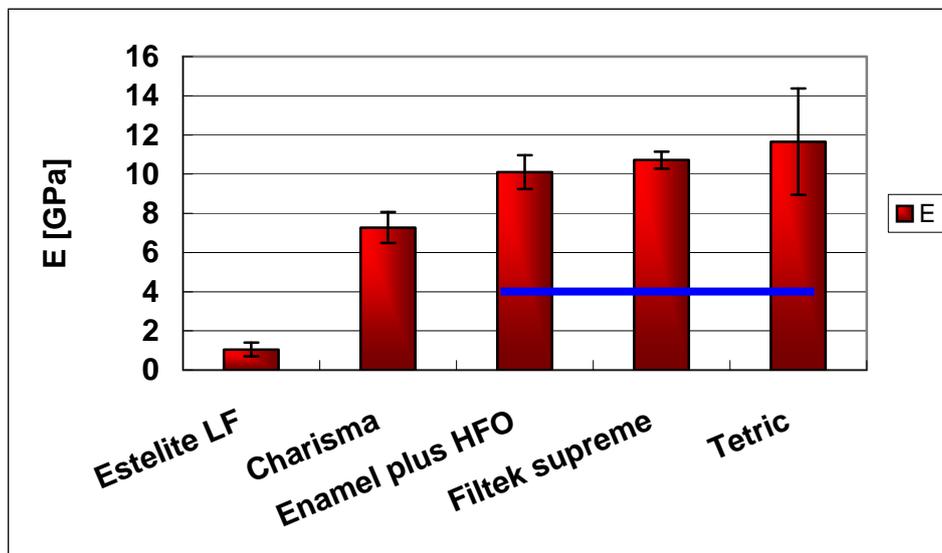


Abb.4.2.6-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Freelight2-Standard

Das Standard Programm dieser LED-Lampe bringt folgende E-Moduli hervor: Das Komposit Tetric erzielt die höchsten Werte. Ohne signifikante Unterschiede folgen Filtek Supreme und Enamel Plus HFO plus. Charisma und Estelite schließen in absteigender Reihenfolge an.

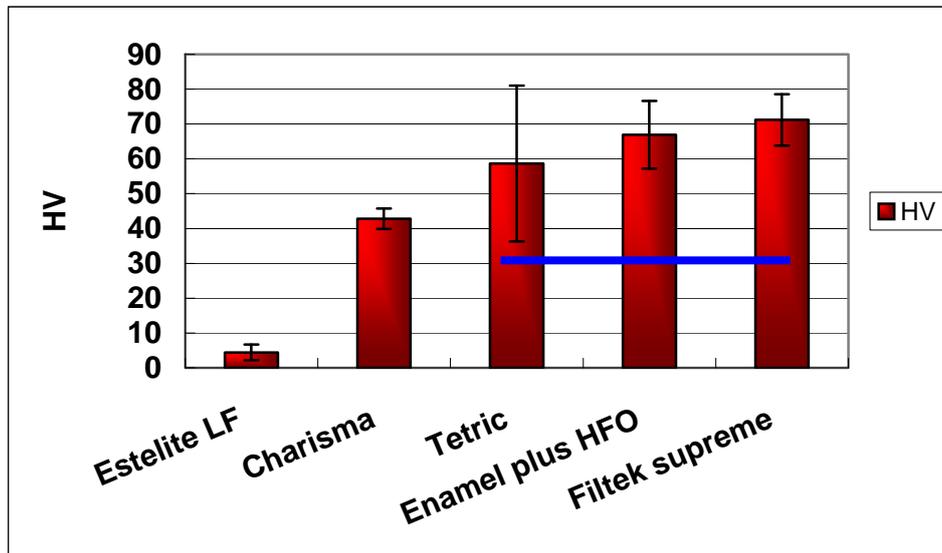


Abb.4.2.6-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit Freelight2-Standard
Bei der mechanischen Eigenschaft Härte stellt sich folgendes Bild dar: wie beim E-Modul liegen Filtek supreme, Enamel Plus HFO plus und Tetric in einer Untergruppe

4.2.7 GC-Fast cure

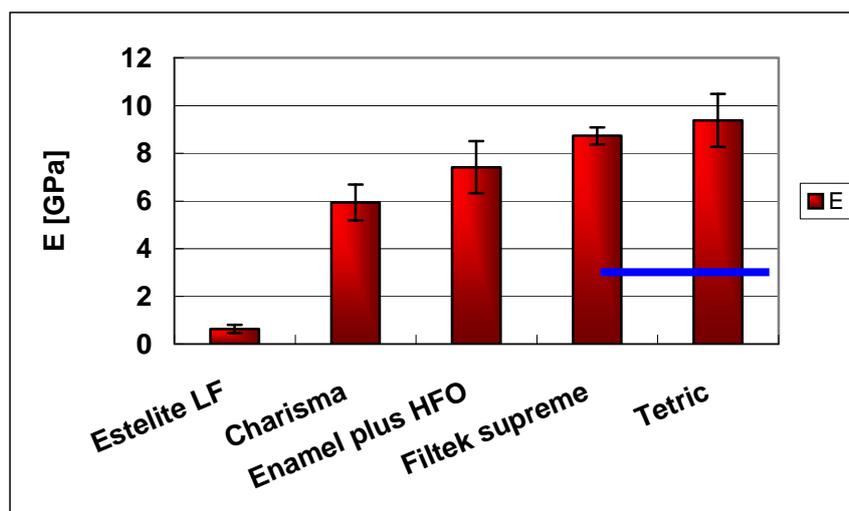


Abb.4.2.7-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Fast cure
Das höchste E-Modul konnte für Tetric und Filtek supreme berechnet werden. Enamel Plus HFO plus, Charisma und Estelite schließen mit kleiner werdendem E-Modul an.

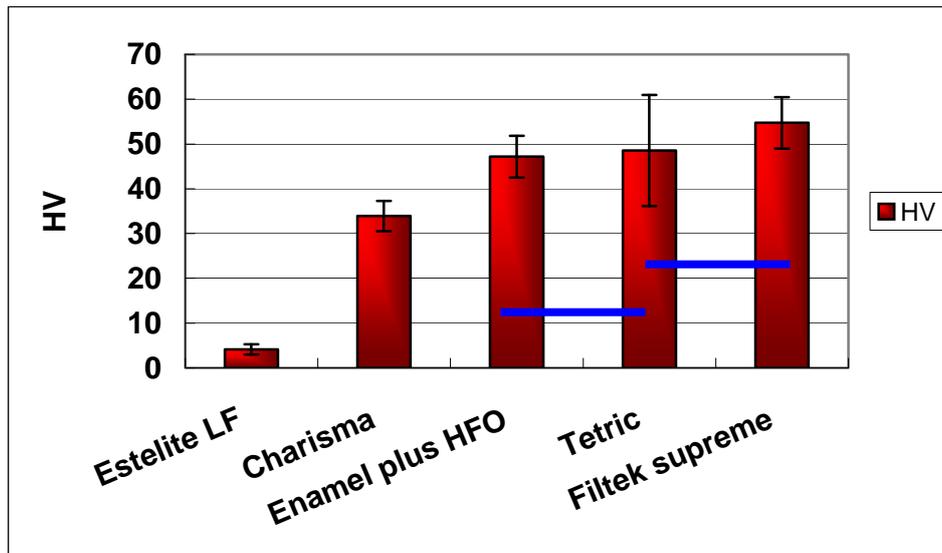


Abb.4.2.7-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Fast cure
Filtek supreme und Tetric erreichen die größte Härte. Tetric und Enamel Plus HFO plus, weisen bei dieser Messung ähnliche Resultate vor. Charisma liegt mit moderatem Ergebnis auf Platz vier und Estelite, nimmt wie immer die Schlusslichtposition ein.

4.2.8 GC-Pulse

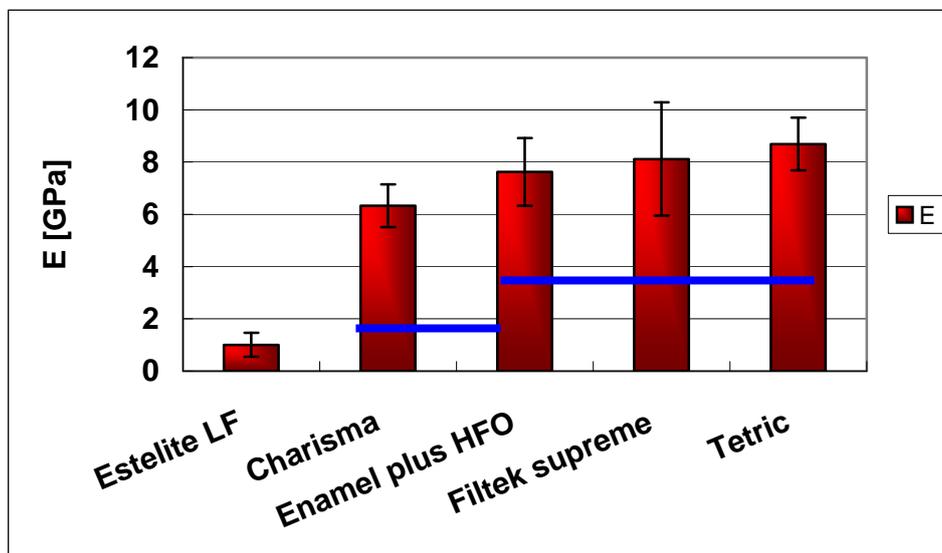


Abb.4.2.8-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Pulse

Nach Belichtung mit dieser LED-Lampe entsteht folgende Situation: in der ersten homogenen Untergruppe liegen Tetric, Filtek supreme und Enamel Plus HFO plus. Die zweite Gruppe bildet Enamel Plus HFO plus und Charisma. An letzter Stelle liegt Estelite.

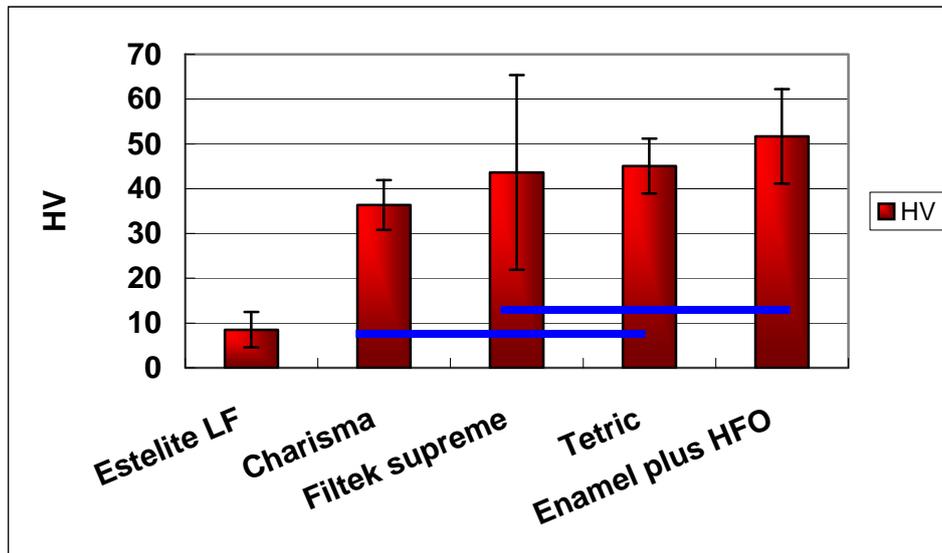


Abb.4.2.8-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Pulse

Bei der Betrachtung dieses Säulendiagramms, kann man drei homogene Untergruppen unterscheiden. In absteigender Reihenfolge befindet sich in der ersten Untergruppe die Komposite Enamel Plus HFO plus, Tetric und Filtek supreme. Die beiden letztgenannten liegen auch in der selben Gruppe mit Charisma. Die letzte Gruppe bildet Estelite.

4.2.9 GC-Soft cure A

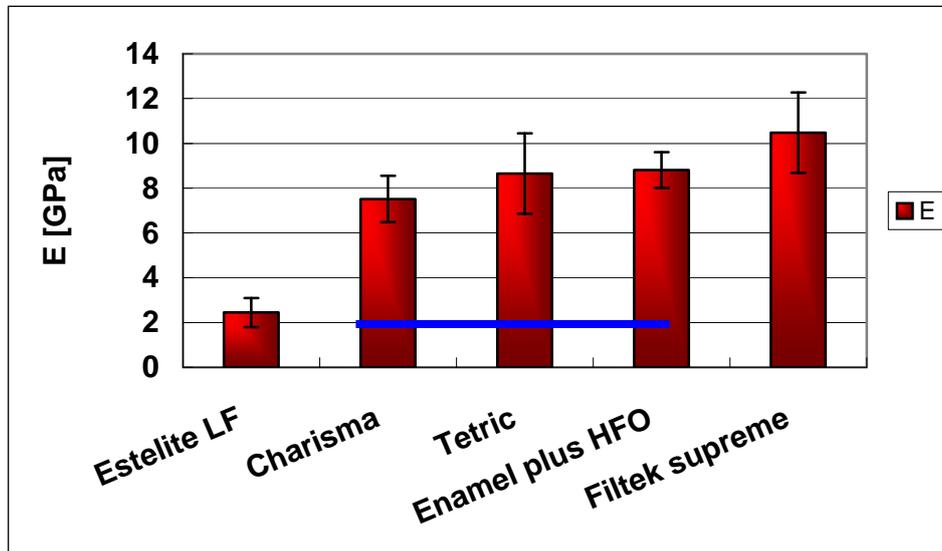


Abb.4.2.9-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Soft cure A
 Filtek supreme führt das Feld vor Enamel Plus HFO plus, Tetric, Charisma und Estelite im Bereich E-Modul an.

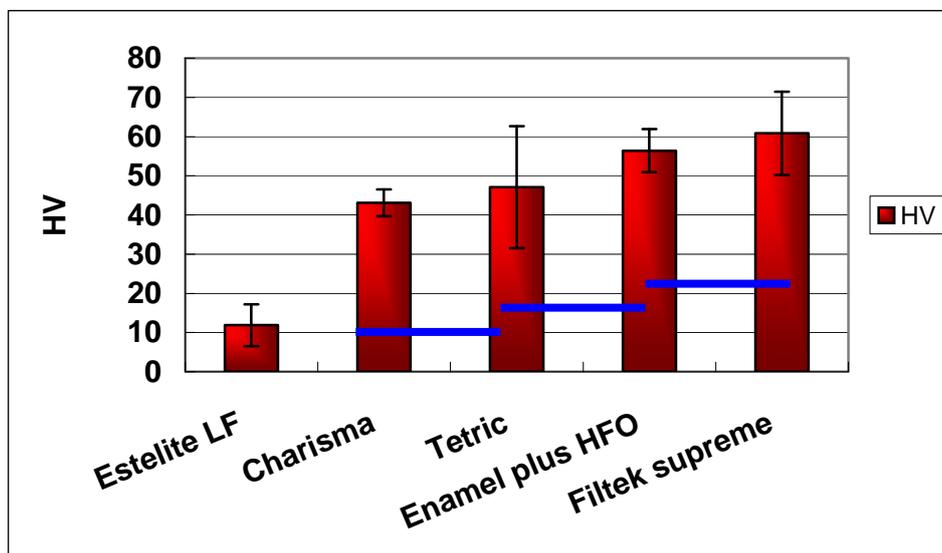


Abb.4.2.9-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Soft cure A
 Filtek supreme und Enamel Plus HFO plus erreichen bei der untersuchten Härte, den Spitzenwert. Die zweite homogene Untergruppe enthält noch einmal das Komposit Enamel Plus

HFO plus sowie Tetric. Tetric wiederum liegt in der selben Gruppe mit Charisma. An letzter Stelle ist Estelite gereiht.

4.2.10 GC-Standard

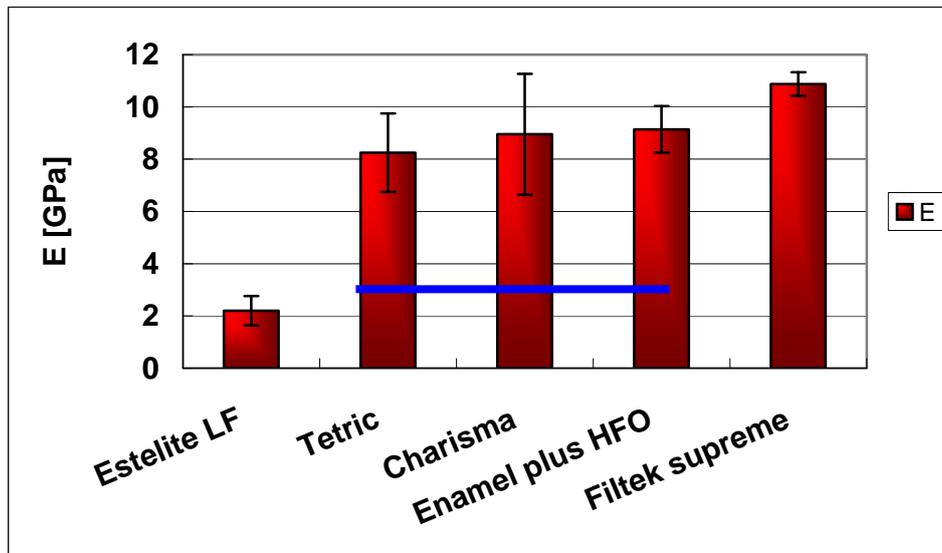


Abb.4.2.10-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Standard

Nach der Standard Belichtung mit der LED-Lampe GC, lässt sich feststellen, dass das höchste E-Modul wurde für Filtek supreme, das geringste für Estelite berechnet.

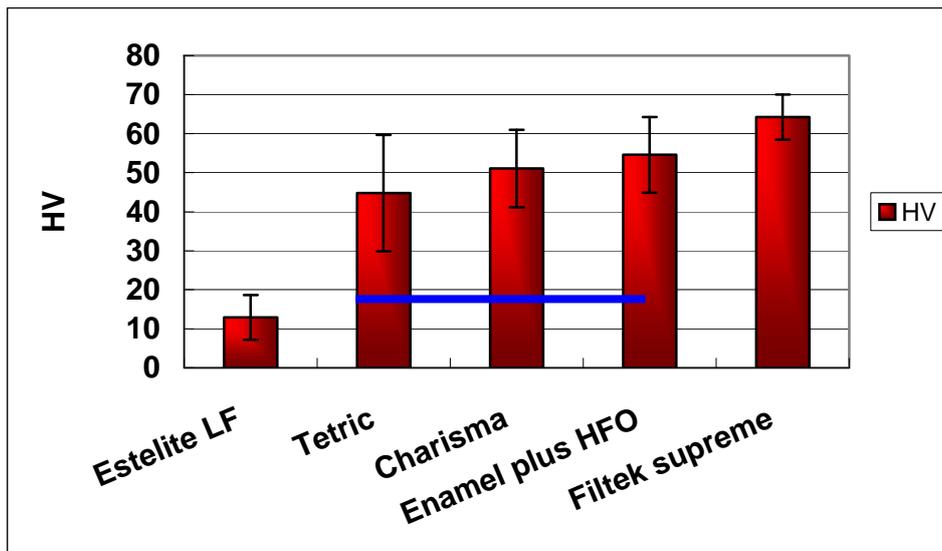


Abb.4.2.10-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Standard

Die größte Härte konnte mit dieser LED-Lampe für Filtek supreme erzielt werden. Im Mittelfeld liegen Enamel Plus HFO plus, Charisma und Tetric. Estelite, an letzter Stelle erreicht einen Wert der über 10HV liegt.

4.2.11 GC-Turbo

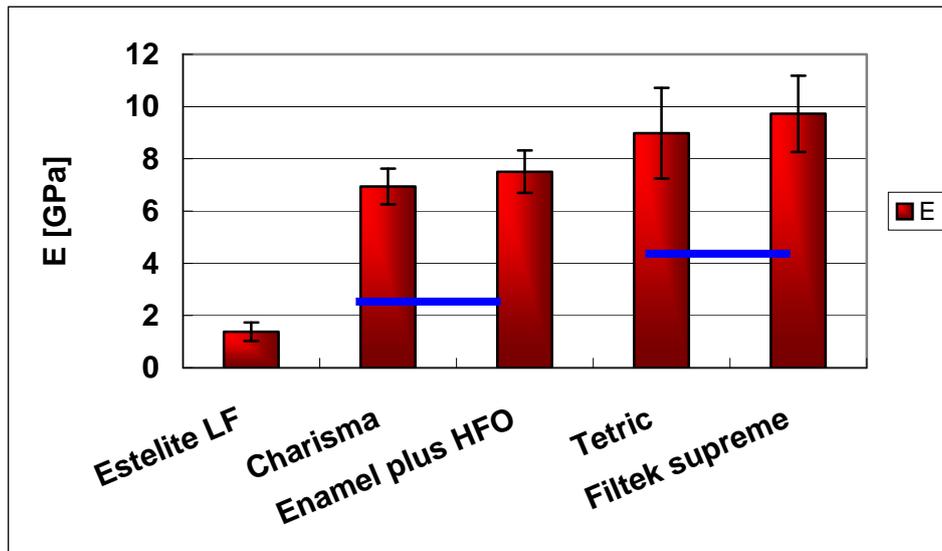


Abb.4.2.11-1 Elastizitätsmodul der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Turbo

Im elften, der untersuchten Programme erreichten Filtek supreme und Tetric die höchsten Werte. Im Mittelwert-Ranking folgen Enamel Plus HFO plus und Charisma und mit dem kleinsten Wert Estelite.

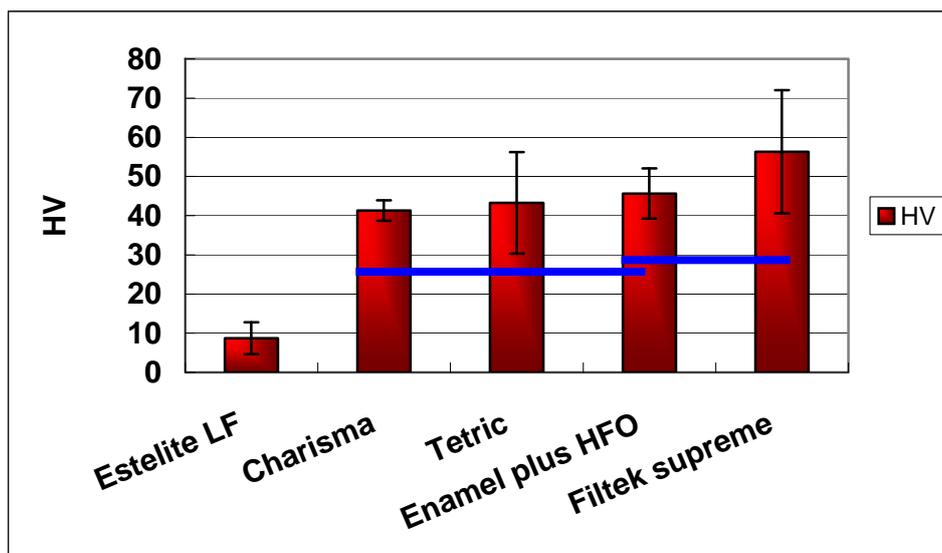


Abb.4.2.11-2 Vickershärte der getesteten Komposite, nach Belichtung mit GC-Turbo

Die höchste Härte im Turbo-Programm verzeichnen ebenfalls Filtek supreme und Enamel Plus HFO plus. Tetric und Charisma erzielten ähnliche Ergebnisse und teilen sich mit Enamel Plus HFO plus eine Untergruppe. Estelite liegt an letzter Stelle, knapp unter 10HV.

4.3 Tabellarische Zusammenfassung der Materialeigenschaften

Die Tabellen 4.3.1-4.3.5 bieten einen Überblick, über die errechneten mechanischen Eigenschaften und das Polymerisationsverhalten der fünf untersuchten Materialien. Die Standardabweichung ist neben den Mittelwerten in Klammer gesetzt, die hochgestellten Buchstaben klassifizieren die homogenen Untergruppen, die durch eine einfaktorielle Varianzanalyse zur Überprüfung der Unterschiede zwischen den getesteten Materialien mit Hilfe des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha=0,05$) untersucht wurden.

4.3.1 Charisma

Tabelle 4.3.1-1 Material Eigenschaften von Charisma

Lampe	Zeit [s]	Intensität [mW/cm ²]	Spannung [MPa]	Gelpunkt [s]	Härte [HV]	E-Modul [GPa]	We/Wtot [%]
Astralis, HIP	10	1200	4,2 ^f (0,4)	4,0 ^a (0,2)	50,2 ^{d,e} (4,4)	8,7 ^{c,d} (0,7)	44,8 ^a (1,3)
Astralis, Pulse	20	1200	3,2 ^d (0,3)	6,7 ^b (0,4)	45,7 ^{c,d,e} (5,9)	7,2 ^{a,b} (1,0)	47,3 ^{a,b} (3,0)
Freelight2, Standard	20	1000	3,4 ^d (0,3)	3,4 ^a (0,7)	42,8 ^{b,c,d} (2,9)	7,3 ^{a,b,c} (0,8)	45,8 ^{a,b} (2,2)
Freelight2, Exponent.	25	1000	3,8 ^e (0,4)	6,0 ^b (1,4)	43,7 ^{b,c,d} (7,2)	6,9 ^{a,b} (1,8)	48,9 ^b (4,1)
GC, Fast cure	9	750	1,5 ^a (0,1)	5,6 ^b (0,6)	33,9 ^a (3,4)	6,0 ^a (0,8)	45,2 ^a (1,5)
GC, Pulse	12	750	1,6 ^a (0,1)	5,8 ^b (1,1)	36,3 ^{a,b} (5,6)	6,3 ^{a,b} (0,8)	45,3 ^a (3,1)
GC, Standard	40	350	2,3 ^{b,c} (0,1)	7,0 ^b (0,9)	51,0 ^e (9,9)	9,0 ^d (2,3)	46,8 ^{a,b} (1,5)
GC, Turbo	20	600	2,1 ^b (0,1)	5,6 ^b (0,8)	41,3 ^{a,b,c} (2,6)	7,0 ^{a,b} (0,7)	46,3 ^{a,b} (1,9)
GC, Soft cure A	40	600	2,2 ^{b,c} (0,1)	12,8 ^c (1,6)	43,1 ^{b,c,d} (3,4)	7,5 ^{b,c,d} (1,0)	45,5 ^{a,b} (1,8)
Easy cure	6	1900	2,5 ^c (0,3)	3,0 ^a (0,6)	37,9 ^{a,b} (5,4)	6,8 ^{a,b} (0,7)	44,7 ^a (2,5)
EMS, Fast cure	4	3000	2,3 ^{b,c} (0,2)	3,2 ^a (0,8)	37,6 ^{a,b} (7,7)	6,1 ^{a,b} (0,8)	47,3 ^{a,b} (3,6)

Die höchste Polymerisations-Spannung wird für das Komposit Charisma mit der Halogen-Lampe Astralis mit dem Programm HIP hervorgerufen (4,2 MPa). Astralis HIP liegt sowohl im Bereich Spannung und E-Modul, als auch im Härtebereich in der Untergruppe mit den höchsten Werten. Die durch die Astralis erzielte Härte von 50,2 und 45.7HV, wird nur noch durch die LED-Lampe GC mit dem Programm Standart erreicht (51,0 HV). Zugleich weist der GC Belichtungsmodus HIP eine Spannung auf, die im unteren Drittel der homogenen Untergruppen liegt (2,3 MPa). Das Fast cure Programm von GC erreichte in allen Bereichen nur sehr geringe Werte. Spannung, Härte, E-Modul und We/Wtot liegen in der homogenen Untergruppe mit den niedrigsten Werten und lediglich die benötigte Zeitspanne zum Erreichen des Gelpunktes, liegt im Mittelfeld.

4.3.2 Enamel plus- HFO

Tabelle 4.3.2-1 Material Eigenschaften von Enamel plus

Lampe	Zeit [s]	Intensität [mW/cm ²]	Spannung [MPa]	Gelpunkt [s]	Härte [HV]	E-Modul [GPa]	We/Wtot [%]
Astralis, HIP	10	1200	4,7 ^e (0,3)	3,2 ^{a,b} (0,5)	68,0 ^{d,e,f} (5,3)	9,7 ^{c,d} (1,2)	49,7 ^a (2,6)
Astralis, Pulse	20	1200	3,6 ^d (0,3)	5,6 ^{c,d} (0,8)	79,1 ^f (16,6)	12,1 ^e (1,3)	48,4 ^a (2,5)
Freelight2, Standard	20	1000	4,2 ^e (0,3)	4,0 ^{a,b,c} (1,2)	66,9 ^{d,e,f} (9,7)	10,1 ^{c,d} (0,9)	48,9 ^a (2,3)
Freelight2, Exponent.	25	1000	4,3 ^e (0,2)	4,2 ^{a,b,c} (0,4)	59,1 ^{b,c,d} (5,3)	9,2 ^{b,c,d} (1,1)	48,1 ^a (2,7)
GC, Fast cure	9	750	1,4 ^a (0,1)	4,5 ^{b,c,d} (0,9)	47,2 ^{a,b} (4,6)	7,4 ^a (1,1)	48,7 ^a (4,5)
GC, Pulse	12	750	1,6 ^a (0,1)	6,2 ^d (0,8)	51,7 ^{a,b} (10,6)	7,6 ^{a,b} (1,3)	49,6 ^a (4,1)
GC, Standard	40	350	2,5 ^b (0,1)	6,3 ^d (1,6)	54,6 ^{a,b,c} (9,7)	9,1 ^{b,c,d} (0,9)	46,5 ^a (2,5)
GC, Turbo	20	600	1,7 ^a (0,2)	4,9 ^{b,c,d} (1,4)	45,7 ^a (6,4)	7,5 ^a (0,8)	47,3 ^a (3,1)
GC, Soft cure A	40	600	2,2 ^b (0,2)	12,1 ^e (2,3)	56,4 ^{a,b,c} (5,5)	8,8 ^{a,b,c} (0,8)	48,3 ^a (1,6)
Easy cure	6	1900	3,1 ^c (0,4)	3,0 ^{a,b} (0,6)	62,2 ^{c,d} (12,6)	9,2 ^{b,c,d} (1,8)	50,0 ^a (4,1)
EMS, Fast cure	4	3000	3,9 ^{d,e} (0,5)	2,4 ^a (0,7)	69,2 ^{e,f} (11,7)	10,6 ^{d,e} (1,3)	49,1 ^a (2,7)

Wie bei Charisma, erzeugt auch bei Enamel plus das Programm HIP der Halogen-Lampe Astralis hohe Spannung (4,7 MPa) im Komposit und einen hohen Härtegrad (68,0 HV). In der Untergruppe mit den geringsten Spannungswerten finden sich die GC Programme Fast cure, Pulse und Turbo. Die größte Härte (79,1 MPa) und zugleich auch das höchste E-Modul (12,1GPa), erreichte der Belichtungsmodus Pulse von Astralis. Vergleichbare Werte zu den zwei Astralis Programmen, erzielte auch die Halogen-Lampe EMS mit Fast cure. Die geringste Härte wurde nach der Polymerisation mit der GC Turbo gemessen (45,7 HV). Bei der Relationssetzung We/Wtot konnte nur eine homogene Untergruppe ermittelt werden, was heißt, dass hier keine nennenswerten Unterschiede bestehen.

4.3.3 Palfique Estelite Low Flow

Table 4.3.3-1 Material Eigenschaften von Estelite

Lampe	Zeit [s]	Intensität [mW/cm ²]	Spannung [MPa]	Gelpunkt [s]	Härte [HV]	E-Modul [GPa]	We/Wtot [%]
Astralis, HIP	10	1200	0,7 ^c (0,1)	7,0 ^{a,b} (0,9)	8,7 ^{b,c} (2,9)	1,5 ^{c,d} (0,3)	49,5 ^{b,c,d} (2,9)
Astralis, Pulse	20	1200	1,7 ^f (0,3)	10,1 ^{b,c} (1,0)	14,5 ^c (10,8)	2,9 ^f (1,4)	46,8 ^{a,b,c} (6,0)
Freelight2, Standard	20	1000	1,0 ^d (0,1)	7,7 ^{a,b} (0,7)	4,4 ^{a,b} (2,2)	1,0 ^{a,b,c} (0,3)	45,4 ^a (2,0)
Freelight2, Exponent.	25	1000	1,3 ^e (0,1)	9,5 ^{a,b,c} (2,0)	11,3 ^c (5,1)	2,1 ^{d,e} (0,6)	46,7 ^{a,b} (3,0)
GC, Fast cure	9	750	0,2 ^a (0,03)	10,7 ^{b,c} (2,3)	4,1 ^{a,b} (1,2)	0,6 ^{a,b} (0,2)	51,9 ^{c,d,e} (2,6)
GC, Pulse	12	750	0,2 ^a (0,06)	11,7 ^c (2,9)	8,5 ^{b,c} (4,0)	1,0 ^{a,b,c} (0,5)	55,1 ^e (5,2)
GC, Standard	40	350	0,8 ^c (0,05)	12,7 ^c (2,9)	12,9 ^c (5,7)	2,2 ^{e,f} (0,6)	48,7 ^{b,c,d} (4,1)
GC, Turbo	20	600	0,5 ^b (0,05)	10,1 ^{b,c} (1,3)	8,7 ^{b,c} (4,1)	1,4 ^c (0,4)	50,5 ^{c,d,e} (5,9)
GC, Soft cure A	40	600	0,9 ^{c,d} (0,07)	16,9 ^e (0,7)	11,9 ^c (5,3)	2,5 ^{e,f} (0,6)	46,9 ^{a,b,c} (4,2)
Easy cure	6	1900	0,2 ^a (0,03)	6,2 ^a (0,9)	3,4 ^{a,b} (2,3)	0,5 ^{a,b} (0,1)	52,6 ^{d,e} (4,9)
EMS, Fast cure	4	3000	0,1 ^a (0,06)	10,7 ^{b,c} (5,4)	1,8 ^a (0,4)	0,3 ^a (0,1)	52,0 ^{c,d,e} (2,1)

Estelite ist der Einzige, der untersuchten Werkstoffe, bei dem das HIP Programm der Halogen-Lampe Astralis keinen Spitzenwert im Spannungs-Sektor erreichte und nur im Mittelfeld liegt (0,7 MPa). Mit der höchsten Spannung, rangiert hier Astralis Pulse mit 1,7 MPa in Führung. Stark unterboten wird dieser Wert durch die LED-Lampe GC mit den Programmen Fast cure und Pulse sowie der Plasma-Lampe Easy cure mit einem Ergebnis von jeweils 0,2 MPa, und der Halogen-Lampe EMS mit 0,1 MPa. Das Astralis Puls Programm erzielte aber nicht nur die höchste Spannung sondern auch eine im Vergleich zu den anderen Materialien hohe gemessene Härte (14,5 HV). Diese, ohnehin schon sehr geringe Härte, sinkt mit dem LED-Belichtungs-Programmen Freelight2 Standart, GC Fast cure und der Plasma-Lampe Easy cure unter 5 HV und erreicht mit dem Halogen Licht EMS Fast cure (1,8 HV), ihren Tiefstwert. Eine weitere Ausnahme bildet die gemessene Zeitspanne, bis zum Erreichen des Gelpunktes, getestet mit Soft cure A von GC. Der hier ermittelte Wert von 16,9 s, wurde von keinem anderen Programm und von keinem anderen der verwendeten Kunststoffe erreicht. Interessant ist hier auch, dass der Gelpunkt der bei EMS Fast cure ermittelt wurde, erst lange nach Abschalten der Lampe eintrat (10,7 s). Ebenfalls nach der Belichtungszeit, jedoch nicht mit solch signifikantem Abstand, tritt bei Easy cure und GC Fast cure der Gelpunkt ein

4.3.4 Filtek Supreme

Tabelle 4.3.4-1 Material Eigenschaften von Filtek Supreme

Lampe	Zeit [s]	Intensität [mW/cm ²]	Spannung [MPa]	Gelpunkt [s]	Härte [HV]	E-Modul [GPa]	W _e /W _{tot} [%]
Astralis, HIP	10	1200	4,5 ^f (0,2)	2,3 ^a (0,3)	79,2 ^c (14,5)	11,5 ^c (2,3)	50,8 ^a (3,9)
Astralis, Pulse	20	1200	4,1 ^f (0,2)	5,2 ^{d,e} (0,9)	65,1 ^{b,c} (17,8)	10,7 ^{b,c} (2,7)	49,6 ^a (4,1)
Freelight2, Standard	20	1000	3,8 ^f (0,2)	2,8 ^{a,b} (0,5)	71,2 ^{b,c} (7,4)	10,7 ^{b,c} (0,4)	48,7 ^a (3,2)
Freelight2, Exponent.	25	1000	4,4 ^f (0,2)	3,9 ^{b,c,d} (0,6)	68,7 ^{b,c} (10,0)	10,2 ^{a,b,c} (2,5)	51,1 ^a (6,8)
GC, Fast cure	9	750	1,6 ^b (0,1)	4,0 ^{b,c,d} (0,5)	54,7 ^{a,b} (5,8)	8,7 ^{a,b} (0,4)	47,5 ^a (2,6)
GC, Pulse	12	750	1,3 ^a (0,0)	4,9 ^{c,d,e} (0,4)	43,6 ^a (21,7)	8,1 ^a (2,2)	48,8 ^a (2,0)
GC, Standard	40	350	2,5 ^d (0,1)	6,3 ^e (1,1)	64,3 ^{b,c} (5,8)	10,9 ^{b,c} (0,5)	46,2 ^a (1,7)
GC, Turbo	20	600	2,1 ^c (0,1)	6,0 ^e (1,4)	56,3 ^{a,b} (15,7)	9,7 ^{a,b,c} (1,5)	48,3 ^a (3,7)
GC, Soft cure A	40	600	2,2 ^c (0,1)	13,4 ^e (1,0)	60,8 ^b (10,6)	10,5 ^{b,c} (1,8)	47,0 ^a (3,1)
Easy cure	6	1900	2,6 ^{d,e} (0,2)	2,3 ^a (0,3)	54,2 ^{a,b} (7,8)	8,7 ^{a,b} (1,2)	48,1 ^a (4,6)
EMS, Fast cure	4	3000	2,8 ^c (0,3)	3,7 ^{b,c} (1,0)	61,3 ^b (11,8)	10,0 ^{a,b,c} (1,9)	47,5 ^a (3,9)

In der homogenen Untergruppe mit den höchsten Spannungswerten liegen bei Filtek Supreme die Halogen Lichtquelle Astralis HIP (4,5 MPa), Astralis Pulse (4,1 MPa), sowie die LED – Lampe Freelight2 mit ihren Programmen Standard (3,8 MPa) und Exponentiell (4,4 MPa). Bei diesen Programmen konnten auch hohe Härtewerte ermittelt werden, wobei Astralis HIP das Feld mit 79,2 HV anführt. Sowohl die geringste Spannung, als auch Härte, erreicht in dieser Versuchsserie die LED-Lampe von GC, mit dem Modus Pulse (1,3 MPa, 43,6 HV). Es treten keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Bestrahlungsarten in Hinblick auf W_e/W_{tot} auf.

4.3.5 Tetric

Tabelle 4.3.5-1 Material Eigenschaften von Tetric

Lampe	Zeit [s]	Intensität [mW/cm ²]	Spannung [MPa]	Gelpunkt [s]	Härte [HV]	E-Modul [GPa]	We/Wtot [%]
Astralis, HIP	10	1200	3,0 ^d (0,4)	4,4 ^{a,b} (0,8)	64,0 ^{b,c} (11,0)	13,3 ^d (2,4)	41,1 ^{a,b} (2,6)
Astralis, Pulse	20	1200	2,7 ^d (0,4)	8,2 ^{c,d} (0,9)	54,8 ^{a,b} (19,2)	11,8 ^{c,d} (3,2)	39,1 ^a (3,9)
Freelight2, Standard	20	1000	3,2 ^d (0,2)	5,9 ^{b,c} (0,9)	58,7 ^{a,b} (22,4)	11,7 ^{b,c,d} (2,7)	42,5 ^{a,b,c} (4,2)
Freelight2, Exponent.	25	1000	2,8 ^d (0,1)	15,8 ^e (0,5)	66,9 ^c (7,9)	12,6 ^d (0,5)	43,3 ^{b,c,d} (2,7)
GC, Fast cure	9	750	1,4 ^{a,b} (0,1)	7,2 ^{c,d} (1,7)	48,5 ^{a,b} (12,4)	9,4 ^{a,b,c} (1,1)	43,2 ^{b,c,d} (3,1)
GC, Pulse	12	750	0,9 ^a (0,1)	7,6 ^{c,d} (1,2)	45,1 ^{a,b} (6,1)	8,7 ^a (1,0)	41,6 ^{a,b,c} (2,6)
GC, Standard	40	350	1,3 ^{a,b} (0,2)	10,0 ^d (3,0)	44,8 ^{a,b} (14,9)	8,2 ^a (1,5)	46,3 ^{c,d} (6,2)
GC, Turbo	20	600	1,7 ^{b,c} (0,1)	7,2 ^{c,d} (0,9)	43,3 ^a (12,9)	9,0 ^{a,b} (1,7)	43,5 ^{b,c,d} (4,5)
GC, Soft cure A	40	600	2,1 ^c (0,2)	14,4 ^e (2,2)	47,1 ^{ab} (15,6)	8,7 ^a (1,8)	44,1 ^{b,c,d} (4,1)
Easy cure	6	1900	2,5 ^c (0,4)	3,3 ^{a,b} (1,3)	50,6 ^{ab} (24,0)	9,4 ^{a,b,c} (4,1)	42,5 ^{a,b,c} (2,3)
EMS, Fast cure	4	3000	3,1 ^d (0,3)	3,1 ^a (1,4)	61,5 ^{b,c} (12,6)	9,3 ^{a,b,c} (2,1)	47,6 ^d (3,1)

Auch in dieser Serie liegt das HIP Programm der Halogen Lichtquelle Astralis (3,0 MPa) in der Untergruppe mit den höchsten Polymerisationsschrumpfungswerten. In dieser Gruppe findet man aber auch noch den Belichtungsmodus Pulse von Astralis (2,7 MPa), die LED-Lampe Freelight2 Exponentiell (2,8 MPa), das Halogen-Licht EMS mit dem Programm Fast cure (3,1 MPa) und als Höchstwert, das Ergebnis der Freelight2 Standard (3,2 MPa). Die geringste Spannung verursachte die Belichtungsart GC Pulse (0,9 MPa). Bei der Ermittlung der Härte stechen im Ranking der Mittelwert, die der Lampen Astralis HIP (64,0 HV) und EMS Fast cure (61,5), mit den höchsten Werten heraus. Auffallend, ist die hohe Standartabweichung

chung der Plasma-Lampe Easy cure im Bereich Härte. Das Ergebnis We/Wtot von EMS Fast cure, ist das Höchste, der berechneten Mittelwerte. Der Gelpunkt, tritt verglichen mit den restlichen untersuchten Kompositen (mit der Ausnahme von Estelite) relativ spät ein und erreicht mit dem Soft cure A Programm von GC sogar eine Zeitspanne von 14,4 s.

4.4 Korrelationen zwischen den Materialeigenschaften

Mit Hilfe der statistischen Korrelationsbestimmung nach Pearson, mit 2-seitiger Signifikanz, konnten folgende Beziehungen ermittelt werden:

Korrelationen

		e	We/Wtot	cr1	hv	gelpunk	spannung
e	Korrelation nach Pearson	1	-,356**	-,155**	,923**	-,326**	,684**
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,000	,000	,000	,000
	N	748	748	748	748	370	427
We/Wtot	Korrelation nach Pearson	-,356**	1	-,212**	-,062	-,003	-,118*
	Signifikanz (2-seitig)	,000		,000	,091	,948	,014
	N	748	748	748	748	370	427
cr1	Korrelation nach Pearson	-,155**	-,212**	1	-,128**	,062	-,200**
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000		,000	,235	,000
	N	748	748	748	748	370	427
hv	Korrelation nach Pearson	,923**	-,062	-,128**	1	-,388**	,710**
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,091	,000		,000	,000
	N	748	748	748	748	370	427
gelpunk	Korrelation nach Pearson	-,326**	-,003	,062	-,388**	1	-,496**
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,948	,235	,000		,000
	N	370	370	370	370	370	366
spannung	Korrelation nach Pearson	,684**	-,118*	-,200**	,710**	-,496**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,014	,000	,000	,000	
	N	427	427	427	427	366	427

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

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

5 Diskussion

Die vorliegende Studie wurde durch das Polymerisationsverhalten von fünf Kompositen in zwei Untersuchungsbereiche gegliedert. Im ersten Teil der Arbeit wurde der Einfluss der Polymerisationsquelle auf das Aushärteverhalten eines Komposites untersucht. Im zweiten Teil werden die mechanischen Eigenschaften der Probe, direkt nach der Polymerisation, mit Hilfe des Nanoindentors ermittelt. Die Messung erfolgte unmittelbar nach der Härtung, um die tatsächliche Effizienz der Lichtquelle zu testen und um eine Verfälschung dieser Ergebnisse durch Nachhärteeffekte auszuschließen.

Die mechanischen Eigenschaften von Kompositen hängen von der Zusammensetzung und Struktur der Matrix, Volumenanteilen, Art und Zusammensetzung der Füllkörper und dem Ablauf der Polymerisation ab. Überwiegt der Anteil hochmolekularer Methacrylate in der Matrix (z.B. UDMA, BisGMA), ist mit einer geringeren Polymerisationsschrumpfung zu rechnen, als bei Kompositen mit vorwiegend kleinen Monomeren (Dulik et al.1981, Janda 1988). Große Moleküle sind jedoch visköser, weniger flexibel erlauben dadurch geringere Konversionsraten und einen kleineren Vernetzungsgrad. Die Verwendung von höherfunktionalen, kurzkettigen, sogenannten Verdünnermonomeren (z.B. TEGDMA, EGDMA) verbessert die mechanischen Eigenschaften durch eine höhere Konversionsrate und stärkere Vernetzung. Sie führt jedoch gleichzeitig zu einer größeren Polymerisationsschrumpfung (Roulet 1985). Durch Füllstoffe wird eine Verstärkung der Polymermatrix erreicht. Füllstoffe, hauptsächlich Gläser und Quarze, sowie pyrogenes Siliziumdioxid, weisen eine geringere Verformbarkeit als die organische Matrix auf. Durch die Matrix zusammengehalten stützen sie sich gegenseitig ab und nehmen so die von außen auftretenden Kräfte auf. Durch eine Silanisierung der anorganischen Füllkörper wird der Verbund zwischen Matrix und Füllkörper ver-

bessert und somit ebenfalls eine höhere Kompositfestigkeit erreicht. Art und Anteil der Füllkörper beeinflussen die Transluzenz von Kompositen und haben damit Einfluss auf die Durchdringungstiefe und Streuung des Lichtes (Suzuki et al. 1991). Mikrofüller haben, bedingt durch ihre Partikelgröße (0,01-0,04 μm) eine größere Oberfläche und brauchen für ihre Benetzung entsprechend mehr Matrix. Mit Mikrofüllern lässt sich nur ein Füllstoffgehalt von 35-50 Gew.% erreichen. Eine weitere Erhöhung würde durch die steigende Viskosität die klinische Anwendbarkeit beeinträchtigen. Die Menge des einsetzbaren Photoinitiators wird durch den Effekt der gelb-Verfärbung des Komposits durch den Initiator limitiert. Diese maximal mögliche Menge verteilt sich bei Mikrofüllerkompositen aufgrund ihres geringeren Füllstoffgehaltes auf eine größere Matrixmenge als dies bei Hybridkompositen der Fall ist. Die Konzentration in der Matrix ist somit bei Mikrofüllerkompositen geringer als bei Hybridkompositen (Shintani et al.1985, Taira et al.1988). Hybrid-und Feinhybridkomposite besitzen durch einen höheren Füllstoffgehalt eine höhere Härte und einen größeren E-Modul als Mikrofüllerkomposite (Pilo&Cardash 1992).

Die mechanischen Eigenschaften hängen neben Art und Gehalt von Füllstoffen noch wesentlich von der Struktur der Polymermatrix ab. Indikatoren dafür sind der Polymerisations-und Vernetzungsgrad. Der Gehalt an Initiatoren und Katalysatoren wird vom Hersteller im Gegensatz zum Füllstoffgehalt nicht spezifiziert. Man kann jedoch davon ausgehen, dass sich in Kompositen charakteristische Unterschiede an Initiator- und Katalysatorgehalt finden, die sich auf den Polymerisationsvorgang auswirken (Shintani et al.1985,Taira et al.1988). So wird durch eine niedrige Anfangskonzentration von Startradikalen, durch entweder eine kleine Konzentration von Initiator oder durch eine geringere Aktivierungsrate, die Polymerisation vorwiegend linearer Polymerketten erreicht. Bei entsprechend höherer Konzentration von Startradikalen entstehen dann kürzere aber stärker quervernetzte Polymere und ein höherer Polymerisationsgrad. Außerdem führt eine schnellere Polymerisationsreaktion eher zum Kettenabbruch. Dies wäre dann ein Nachteil, wenn die Polymerisation so schnell abläuft, dass Monomermoleküle zwischen bereits gebildeten Ketten gefangen wären und nicht mehr in der Lage sind einen Reaktionspartner zu erreichen und entsprechend an vielen Stellen ein vorzeitiger Abbruch stattfindet (Roulet 1985). Da alle in dieser Studie verwendeten Halogenpolymerisationsgeräte das Spektrum zwischen 410nm und 490nm, also das Absorptionsmaximum des Photoinitiators Campherchinon abdecken, ist für die verwendeten Komposite ein Unter-

schied zwischen diesen Geräten hinsichtlich des Aktivierungspotentials nur in der Lichtintensität und nicht in der spektralen Verteilung zu sehen.

Die Geschwindigkeit des Spannungsaufbaus entscheidet bei der Polymerisation maßgeblich über die auftretende Polymerisationsspannung. Durch die Verzögerung der Aushärtereaktion soll die Prä-Gel-Phase verlängert werden, in der ein Teil der Kontraktion durch nachfließendes Komposit kompensiert wird. Erreicht werden soll dies durch die sogenannte Soft-Start Polymerisation und die Verwendung der Schichttechnik (Bouschlicher et al. 1997, Mehl et al. 1997, Unterbrink & Muessner 1995). Bei der Polymerisation mit einer solch langen Fließphase, beeinflusst aber auch die chemische Zusammensetzung des Komposits das Spannungsergebnis. So bewirken sphärische Füllkörper einen guten- aber größere, eckige Füller einen schlechten Spannungsausgleich. Hochgefüllte Systeme weisen ebenfalls einen ungünstigen Spannungsausgleich auf. Des weiteren sollte differenziert werden, dass eine niedrige Spannung auch die Konsequenz einer unvollständigen Polymerisation bzw. eines niedrigen Elastizitätsmoduls sein kann und deshalb immer in Zusammenhang mit der Härte und Elastizitätsmodul interpretiert werden sollte.

Ein interessanter Zusammenhang zwischen dem Füllkörpergehalt und dem Schrumpfungsverhalten wurde von Oberholzer et al. 2003 gefunden und bestätigt sich auch bei den in dieser Studie getesteten Dentalwerkstoffen. Bei der Belichtung mit sehr hohen Intensitäten kommt es bei Kunststoffen mit hohem Füllergehalt zu einer unverhältnismäßig hohen Polymerisationsschrumpfung. Vergleicht man nun die auftretenden Spannungswerte von Charisma (78% Füller) mit Tertric (81% Füller) stellt man fest, dass bei Tertric nach allen getesteten Belichtungsprotokollen geringere Spannung und größere Härte, als bei Charisma gemessen werden konnte- mit einer Ausnahme: Nach der Härtung mit der Halogenlampe EMS Fast cure mit 3000mW/cm^2 erreicht Tertric einen deutlich höhere Spannung (3,1 MPa), als Charisma (2,3 MPa).

Die Feststellung, dass große Füllkörper zu einem geringeren flow führen stimmt mit den Resultaten von Filtek Supreme überein. Filtek Supreme besteht aus großen Nanomeragglomeraten, die zu einem schlechten Spannungsausgleich führen. Deshalb erreichte dieser Komposit den Gelpunkt in kürzerer Zeit als Charisma oder Tetric.

Bei der Herstellung der Kompositproben zur Messung der mechanischen Eigenschaften wurde die Probe nur von einer Seite belichtet. Dieses Vorgehen entspricht der klinischen Situation, in der ebenfalls nicht von Ober- und Unterseite belichtet werden kann. Trotz der Polymerisationsreaktion von Kompositen lässt sich beim Legen von Füllungen mit plastischen Kompositmaterialien ein guter Randschluss erreichen. Die Resultate der vorliegenden Arbeit stützen die bereits angesprochene Hypothese, dass niedrige Lichtintensitäten und die Aushärtung mit Soft-Start Verfahren den Schrumpfungsbeginn verzögern und die Schrumpfungsgeschwindigkeit reduzieren, damit mehr Zeit für einen Ausgleich der Kontraktionsspannung durch das Nachfließen des Komposits zur Verfügung steht.

Im ersten Abschnitt der untersuchten Komposit Eigenschaften, in welchem der Verlauf der Schrumpfungsspannung ermittelt wurde, ist oft ein zweites Auftreten der Schrumpfungsbeschleunigung nach dem Ende der Photopolymerisation erkennbar. Dies kann durch Temperaturänderungen im Komposit erklärt werden. Während der Belichtung werden die Materialproben sowohl durch die Bestrahlung mit der Polymerisationslampe als auch durch die Reaktionswärme des ablaufenden chemischen Härtungsprozesses erhitzt. Die resultierende thermische Expansion wirkt damit der Polymerisationsschrumpfung entgegen und kaschiert teilweise ihr wahres Ausmaß. Nach Ende der Belichtung fällt die Temperatur der Proben sehr schnell wieder ab und die resultierende thermische Kontraktion addiert sich nun zur reaktionsbedingten Schrumpfung. Ähnliche Beobachtungen des Phänomens wurden in anderen Studien über Schrumpfung (Davidson-Kaban et al. 1997) und die Kontraktionsspannung (Chen et al. 2001) von Kompositen gefunden. Watts & Cash (1991) und Watts & al Hindi berichten 1999 im Gegensatz dazu nicht von einer zweiten Beschleunigung der Schrumpfungreaktion. Für die letztgenannte Studie lässt sich der Sachverhalt vermutlich durch die Benutzung eines drei Millimeter dicken Objektträgers erklärt. Durch das dickere Glas und durch die damit verbundene höhere Wärmekapazität kann die Strahlungswärme und die entstehende Reaktionswärme der Kompositproben besser aufgenommen werden. Dadurch wurden wahrscheinlich die auftretenden Temperaturänderungen und die damit verbundene Expansion und Kontraktion vermieden.

Der auftretende Geschwindigkeitsunterschied bei der Polymerisation, der durch verschieden hohe Lichtintensitäten hervorgerufen wurde, lässt sich erklären. Je höher die zur Verfügung stehende Lichtenergie ist, desto mehr Initiatormoleküle werden pro Zeiteinheit angeregt und produzieren dementsprechend mehr freie Radikale. Dadurch kann die Öffnung von Kohlen-

stoff-Doppelbindungen, welche die eigentliche Ursache der Schrumpfung ist, an mehreren Stellen gleichzeitig stattfinden. Diese Ergebnisse werden bezüglich der auftretenden Polymerisationsschrumpfung (Davidson-Kaban et al. 1997; Feilzer et al. 1995) und der Spannungskinetik (Bouschlicher et al. 1997; Chen et al. 2001) bestätigt. Bei dieser Überlegung darf aber nicht der Aspekt, dass sich zu viele Radikale gegenseitig behindern können, vergessen werden.

Bei In-vitro-Untersuchungen haben die meisten Autoren herausgefunden, dass die Anwendung geringerer Lichtintensitäten, zu einer geringeren Polymerisationsschrumpfung bzw. zu einer besseren Füllungsrandqualität führt (Davidson-Kaban et al. 1997; Feilzer et al. 1995; Uno & Asmussen 1991; Unterbrink & Muessner 1995; Suh et al. 1999; Obici et al. 2002; Hofmann et al. 2003). Im Gegensatz dazu, vertreten andere Autoren die Ansicht, dass die Verwendung von Polymerisationslampen niedriger Lichtintensität keinen signifikanten Einfluss auf die Füllungsrandqualität hat (Christensen et al. 1999, Yap et al. 2001, Price et al. 2000). Des Weiteren kann sich bei unvollständiger Aushärtung, aufgrund zu geringer Energieeinwirkung, die Löslichkeit und die Zytotoxizität der Komposite erhöhen (Caughman et al. 1991; Pearson & Longman 1989). Diese Nachteile der Niedrigenergiebelichtung würden sich durch eine verminderte Härte und damit verminderte Konversionsrate der Proben im Vergleich zu den anderen untersuchten Polymerisationsverfahren widerspiegeln.

Die Soft-Start Protokolle, insbesondere bei dem Hybrid Komposit Tetric (Gelpunkt bei 15,8 und 14,4 s), verzögern den Start der Polymerisationsreaktion sehr effektiv und erzielen eine signifikante Reduktion der Polymerisationsgeschwindigkeit. Das besonders Hybrid Komposite eine starke Polymerisationsverzögerung aufweisen deckt sich mit den Resultaten einer anderen Studie (Ernst et al. 2003). Bei dem Microhybrid Komposit Charisma und dem Microhybrid Komposit Palfique Estelite führte nur die Exponentiell Belichtung der Elipar Freelight 2 zu einer höheren Schrumpfspannung, als das Standard Programm dieser Lampe. Für die Stufenhärtung, die Exponentialhärtung und die Puls Härtung aller restlichen Lampen und Programme konnte ein wesentlich günstigeres Spannungsergebnis festgestellt werden als bei der Bestrahlung mit den einphasig konstanten Programmen (Tabellen des Kapitels 4.3). Dieses Ergebnis stimmt mit den Untersuchungen anderer Studien überein (Koran & Kürschner 1998; Watts & al Hindi 1999, Bouschlicher & Rueggeberg 2000). Bei der Halogen-Lampe Astralis ist die gemessene Härte der Kunststoffe nach der Exponentialhärtung vergleichbar mit der gemessenen Härte im HIP-Modus. Deswegen scheint hier die vorteilhafte Randquali-

tät von Füllungen, die mit einem Soft-Start bzw. Puls Verfahren gehärtet wurden, nicht auf Kosten reduzierter mechanischer Eigenschaften oder ihrer Biokompatibilität zu gehen. Besonders gut schneidet der submicronfilled Hybridkomposit Enamel plus im Puls Modus der Astralis ab, in dem eine geringere Spannungsentwicklung aber sehr große Härte ermittelt wurde. Die Erklärung für die geringe Polymerisationsschrumpfung bei gleichzeitiger hoher Härte liegt in der Effektivität der Photonen Zufuhr. In einer ersten Annäherung kann nach Althoff (2000) jeder aktivierte Initiator zwischen 0,1 s und 1 s aktiv bleiben. Da die Pulse bei der Lampe Astralis zusätzlich zu einer gleichbleibenden Basisstrahlung im Sekundentakt emittiert werden (im Gegensatz zu LED- Lampen keine völlige Dunkelphasen), ist die aktive Zeit des Initiators beim Ankommen des nächsten Pulses beendet und somit wird eine gegenseitige Behinderung vermieden bzw. vermindert. Außerdem kann zwischen zwei Pulse ein Nachfließen des Materials stattfinden, was die sehr niedrige Polymerisationsspannung erklärt. Ein weiterer Grund für die gute Bilanz ist in der verlängerten Belichtungszeit zu sehen. Diese Überlegung bestätigt sich für Enamel plus ebenfalls beim Vergleich der Ergebnisse der LED-Lampe GC. Auch hier konnten gute Ergebnisse für die Kombination aus langer Belichtungsdauer, bei geringer Intensität abgeleitet werden.

Eine entscheidende Rolle spielt die Bestrahlungszeit auch bei dem Microhybrid Komposit Palfique Estelite. Hier ist das Polymerisationsergebnis wenig beeinflusst von der Lichtintensität und stark gelenkt durch die Polymerisationsdauer zu sehen(Tabelle 4.3.3-1). So liegen die Ergebnisse für GC Standard und Soft cure A trotz unterschiedlicher Intensität, aber bei gleich langer Bestrahlungsdauer, für Härte und Spannung in der selben homogenen Untergruppe. Das Material unterscheidet sich signifikant von allen anderen getesteten Kompositen und zeigt gleichzeitig auch die niedrigste Härte und E-Modul. Grund für die geringe Härte von Palfique Estelite (LF) könnte in der chemischen Zusammensetzung liegen. Dieser Komposit ist niedrig sphärisch gefüllt und besitzt deshalb keine gute gegenseitige Abstützung der Füllkörper. Eine unzureichende Polymerisation ist aufgrund der, im Ranking mit den restlichen Kompositen, durchschnittlichen Creep Ergebnisse auszuschließen.

Obwohl für die Korrelation Vickershärte-Spannung eine hohe Signifikanz(0,710) besteht, kann kein allgemein gültiger Rückschluss gezogen werden, da abhängig vom Kunststoff auch immer wieder sehr positive Ergebnisse, mit relativ niedriger Spannung, aber hoher Härte durch die unterschiedlichen Lampensystemen erzielt werden konnten.

Das frühe Einsetzen und der schnelle Ablauf des Schrumpfungsprozesses bei der Polymerisation mit der Plasmabogenlampe Easy cure war, bei der im Vergleich zu den Standard Halogen und LED Lampen, hohen Ausgangsleistung der Bestrahlungsenergie vorhersehbar. Ausnahmen von dieser Annahme lassen sich nur durch eine Inkompatibilität des relativ schmalen erzeugten Wellenlängenspektrums der Plasmabogenlampen mit den Absorptionsbereichen der Photoinitiatoren der untersuchten Komposite erklären. So konnte beim Nano-Komposit Filtek Supreme und Microhybrid Komposit Charisma eine, im Vergleich mit den anderen Lampen, geringe Härte ermittelt werden. Bei geringerer Endhärte nach Belichtung mit der Plasmalampe konnte nach Renner et. al 2003, auch ein erhöhtes Löslichkeitsverhalten beobachtet werden. Insgesamt sollte man beim Gebrauch dieser Lampen sehr kritisch sein. Die von den Produzenten angegebene Belichtungszeit von drei Sekunden wird von den meisten Autoren als zu kurz kritisiert (Park et al. 2002; Dietschi et al. 2003; Munksgaard et al. 2000; Millar et al. 2001; Deb & Sehmi 2003). Durchwegs positive Ergebnisse konnten hingegen Hofmann et al. 2000, nach einer zwei-phasigen Bestrahlung mit jeweils drei Sekunden bzw. Stufen oder Puls Härtung verzeichnen. Hier waren die mechanischen Eigenschaften vergleichbar mit den Ergebnissen, die nach 40 Sekunden Belichtung mit einer konventionellen Halogen Lampe mit 950 und 550 mW/cm² gemessen wurden. Diese Feststellung deckt sich mit den Resultaten dieser Studie nach einer Belichtung von sechs Sekunden, zwar für das Hybrid Komposit Tetric und das submicronfilled Hybridkomposit Enamel plus, nicht aber für das microhybrid Komposit Charisma und das Nano-Komposit Filtek Supreme. Auch Hofmann et. al führen einen möglichen Mangel der mechanischen Eigenschaften trotz einer optimierten Bestrahlungszeit, wie im vorliegenden Fall bei Charisma und Filtek Supreme, auf die Zusammensetzung und Konzentration der Photoinitiatoren im Kunststoff zurück. Durch die schnelle Polymerisation können weiterhin auch keine Spannungen durch Fließen des Materials vor dem Erreichen des Gelpunktes abgebaut werden.

Die beiden LED-Lampen Freelight 2 und e-light von GC weisen recht unterschiedliche Bilanzen auf. Die mechanischen Eigenschaften der Komposite nach Aushärtung mit der Freelight 2 lassen sich mit denen der Halogen Lampe Astralis vergleichen, da keine signifikanten Unterschiede zwischen den Ergebnissen dieser beiden Systemen bestehen. Dies war zu erwarten, da sie sich in Intensität und Belichtungsdauer sehr ähneln und die Kunststoffe Kampherchinon als Photoinitiator enthalten, dessen Absorptionsspektrum optimal mit dem Emissionsspektrum der LED aber auch der Halogenlampe abgestimmt ist. Die e-light von GC mit ihren fünf Pro-

grammen weist konstante Ergebnisse- also eine sehr geringe Standardabweichung auf, was für eine gleich bleibende und verlässliche Leistung dieser Lampe spricht. Trotz der sehr positiven Spannungsbilanzen liegen die Werte für die erzielte Härte im Bereich der Härteergebnisse der Freelight 2. Empfehlenswert in diesem Fall ist es, ein Programm mit einer Belichtungsdauer von mindestens 20 Sekunden zu wählen, da durch eine längere Bestrahlungszeit bei allen getesteten Materialien bessere mechanische Eigenschaften erzielt werden konnten. Lediglich bei Tetric hat der Belichtungsmodus der GC keinen Einfluß auf die gemessenen mechanischen Resultate, welche kaum Unterschiede aufweisen. Diese verschiedenen Bewertungen der beiden LED- Lampen erklären auch, warum die 2003 veröffentlichten Studien über diese Lampen, zu völlig verschiedenen Rückschlüssen kamen. Price et al. (2003) berichtet das sein getestetes LED-Licht keinen der fünf verwendeten Kunststoffe adäquat härten konnte, während La Torre et al. (2003) über sehr gute Ergebnissen bei sehr geringer Temperaturbeeinflussung der Pulpa resümiert. Zusammenfassend ist für diese Lampe eine nicht zu geringe Intensität mit einer Bestrahlungszeit von mindestens 20 Sekunden empfehlenswert, um Ergebnisse zu erzielen die mit denen einer Halogenlampe gleichwertig sind.

Im Universalhärteversuch wurden fünf Eigenschaften gemessen: E-Modul, Vickershärte, den Anteil der elastische Eindringarbeit und das Kriechen. Das Universalhärtemessungsverfahren ist ein neues Prüfverfahren, das für alle Werkstoffe anwendbar ist. Im Gegensatz zu Vickers Härtemessverfahren wird die Härte nicht als Quotient von angebrachter Kraft durch Eindruckoberfläche definiert, sondern direkt über die Eindringtiefe bestimmt. Somit ist die Messung frei von subjektiven Einflüssen, wie z. B. dem optischen Ausmessen der Eindruckdiagonalen im klassischen Vickershärteversuch und von der Rückfederung des Materials. Dadurch können sowohl spröde als auch visko-elastische Materialien untersucht und direkt miteinander verglichen werden.

Die Härtemessung wird in der Literatur von vielen Autoren (Rueggeberg & Craig 1988; Unterbrink & Muessner 1995) als indirekte Methode zur Bestimmung der Konversionsrate genannt. Alternativ ist eine apparativ aufwendige direkte Konversionsratenbestimmung mittels ATR Infrarotspektroskopie möglich, bei der die Messung ohne destruktiven Eingriff in der Tiefe der Probe erfolgen kann (Rueggeberg et al. 1999). Positiv zu Werten ist, dass das Universalhärtemessverfahren ein einfaches, schnelles und zerstörungsfreies Prüfverfahren darstellt, den Polymerisationsgrad eines Materials abzuschätzen und damit auch die Leistung

verschiedener Polymerisationslampen und die Effektivität der Belichtungsart (Lichtintensität, Spektrum, Modulationsmuster) zu charakterisieren. Weitere Vorteile der Härteprüfung sind die einfache Herstellung von Prüfkörper, sowie die Möglichkeit innerhalb eines Prüfkörpers Härteprofile zu bestimmen, die Angaben über die polymerisierbare Schichtstärke eines Materials erlauben.

6 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss verschiedener Polymerisationsquellen darunter zwei LED- (GC-e light, Elipar Freelight 2), zwei Halogen-(Astralis 10, Swiss Master light) und eine Plasmalampe (Easy Cure) mit insgesamt 11 Belichtungsprogrammen auf das Aushärteverhalten verschiedener Komposits unter Berücksichtigung moderner Polymerisationsstrategien zu untersuchen. Ausgewählt wurde das Microhybrid Komposit Charisma, das Submicronfilled Hybridkomposit Enamel plus HFO, das Microhybrid Komposit Palfique Estelite LF, das Nanokomposit Filtek Supreme und das Hybrid Komposit Tetric. Pro Programm wurden jeweils acht Proben hergestellt. Dies bedeutet, dass pro Material 88 bzw. pro Programm 40 Proben hergestellt wurden. Insgesamt wurden somit 440 Proben auf ihre Eigenschaften während und direkt nach der Polymerisation getestet.

Hierfür wurde die Schrumpfspannung, Gelpunkt und die mechanischen Eigenschaften berechnet und statistisch analysiert mittels einfaktorieller Varianzanalyse ANOVA und Tukey's post-hoc test.

Mit Hilfe der Resultate dieser Messungen, sollten folgende Fragestellungen beantwortet werden:

1.: Wie beeinflusst die chemische Zusammensetzung eines Komposits sowie die verschiedenen Belichtungsarten und Lichtqualitäten, das Spannungsverhalten und mechanische Eigenschaften?

Die mechanischen Eigenschaften von Kompositen hängen von der Zusammensetzung und Struktur der Matrix, Volumenanteilen, Art und Zusammensetzung der Füllkörper und dem Ablauf der Polymerisation ab. Die Geschwindigkeit des Spannungsaufbaus entscheidet bei der

Polymerisation maßgeblich über die auftretende Polymerisationsspannung. Durch die Verzögerung der Aushärtereaktion soll die Prä-Gel-Phase verlängert werden, in der ein Teil der Kontraktion durch nachfließendes Komposit kompensiert wird. Erreicht werden soll dies durch die sogenannte Soft-Start Polymerisation und die Verwendung der Schichttechnik. Bei der Polymerisation mit einer solch langen Fließphase, beeinflusst aber auch die chemische Zusammensetzung des Komposits das Spannungsergebnis. So bewirken sphärische Füllkörper einen guten aber größere, eckige Füller einen schlechten Spannungsausgleich. Hochgefüllte Systeme weisen ebenfalls einen ungünstigen Spannungsausgleich auf. Des weiteren sollte differenziert werden, dass eine niedrige Spannung auch die Konsequenz einer unvollständigen Polymerisation sein kann und deshalb immer in Zusammenhang mit der Härte und Elastizitätsmodul interpretiert werden sollte.

Bei dem Microhybrid Komposit Charisma und dem Microhybrid Komposit Palfique Estelite konnte für die Stufenhärtung, die Exponentialhärtung und die Puls Härtung der Lampen ein wesentlich günstigeres Spannungsergebnis festgestellt werden als bei der Bestrahlung mit den einphasig konstanten Programmen (Tabellen des Kapitels 4.3).

Lediglich die Exponentiell Belichtung der Elipar Freelight 2 führte zu einer höheren Schrumpfspannung, als das Standard Programm dieser Lampe.

Die Freelight 2 schneidet, im direkten Vergleich mit der Lampe von GC, durch ihre signifikant höheren Spannungswerte bei ähnlicher Härte entscheidend schlechter ab.

Beim Vergleich der beiden Programme der LED-Lampe Freelight 2, liegen nur sehr geringe signifikante Unterschiede vor.

Im Ranking der verschiedenen Lampensysteme befindet sich Plasma Lampe Easy cure, mit einer Bestrahlungszeit von 6 Sekunden im Mittelfeld der unterschiedlichen Ergebnisse.

Zwischen den verschiedene LED- Programmen bestehen größer Unterschiede als zwischen den getesteten Halogen Lampen. Die höchsten Spannungs- und Härtewerte wurden mit der Halogen Lampe Astralis und der LED-Lampe Freelight 2 erzielt, die sehr ähnliche Resultate aufweisen.

2.: Führt die gleiche Dosis (Lichtintensität x Zeit), herbeigeführt durch verschiedene Polymerisationsprogramme, zu gleichen Ergebnissen?

Bei den Halogen Lampen führte die Erhöhung der Belichtungszeit (von 4 s auf 10 s) bei einer konstanten Power Density (12000 mW/cm^2), bei einer gleichzeitigen Herabsetzung der Intensi-

tät (von 3000 auf 1200 mW/cm²) nicht bei allen getesteten Kompositen zu bessern Eigenschaften und kann somit nicht als allgemein günstiger gewertet werden.

Das Puls Programm der Halogen Lampe Astralis konnte im Vergleich zum HIP-Modus bei dem Microhybrid Komposit Charisma und dem submicronfilled Komposit Enamel Plus HFO signifikant bessere Schrumpfungsergebnisse bei vergleichbarer Härte erzielen.

Für eine Reduktion der Belichtungszeit (≤ 12 s) bei gleichzeitiger hoher Materialhärte erwiesen sich das Pulse und Fast cure-Programm der LED-Lampe GC als sehr effektiv. Das soft cure Programm brachte keinen signifikanten Vorteil in der Gegenüberstellung mit den restlichen, kürzeren Programmen dieser LED-Lampe.

3.: Zieht eine hohe Vickershärte zwangsläufig eine hohen Polymerisationsspannung nach sich?

Obwohl für die Korrelation Vickershärte-Spannung eine hohe Signifikanz(0,710) besteht, kann kein allgemein gültiger Rückschluss gezogen werden, da abhängig vom Kunststoff auch immer wieder sehr positive Ergebnisse mit relativ niedriger Spannung, aber hoher Härte durch die unterschiedlichen Lampensysteme erzielt werden konnten. So zum Beispiel für Filtek Supreme nach Belichtung mit dem Standard Programm der Lampe GC, Tetric in Kombination mit dem Programm Puls der GC, Enamel plus mit der Halogenlampe EMS Easy cure oder Charisma nach der Aushärtung mit dem Soft cure A Programm von GC.

7 Literaturverzeichnis

Alster D., Feilzer AJ., De Gee AJ., Mol A., Davidson CL.: *The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers.* J Dent Res 1992 Sep;71(9):1619-1622

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

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

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

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

Burgess JO., De Goes M., Walker R., Ripps AH.: *An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing.* Pract Periodontics Aesthet Dent 1999;11(1):125-32

Burgess JO., Walker RS., Porche CJ., Rappold AJ.: *Light curing- an update.* Compend Contin Educ Dent 2002 Oct;23(10):889-896

Caughman WF., Caughman GB., Shiflett RA., Rueggeberg F., Schuster GS.: *Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites.* Biomaterials 1991;12(8):737-40

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

Christensen RP., Palmer TM., Ploeger BJ., Yost MP.: *Resin polymerization problems-are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both?* Compend Contin Educ Dent Suppl 1999;25:42-54

Condon JR., Ferracane JL.: *Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles.* Dental Materials 1998;14: 256-260

Davidson CL., Feilzer AJ.: *Polymerisation shrinkage and Polymerisation shrinkage stress in polymer-based restoratives.* J Dent Res 1997;63(2):146-148

Davidson-Kaban SS., Davidson CL., Feilzer AJ., de Gee AJ., Erdilek N.: *the effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites.* Dent Mater 1997; 13(6):344-52

Deb S., Sehmi H.: *A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light.* Dent mater 2003 Sep-Oct; 28(5). 622-7

Deutsche Norm DIN 50359-1, *Universalhärteprüfung, Teil 1. Prüfverfahren*, Oktober D (1997)

Dietschi D., Marret N., Krejci I.: *Comparative efficiency of plasma and halogen light sources of composite micro-hardness in different curing conditions.* Dent Mater 2003 Sep; 19(6): 493-500

Dulik D., Bernier R., Brauer GM.: *Effect of diluent monomer on the physical properties of Bis-GMA- based composites.* J Dent Res 1981; 60:983-989

Dullin P.: *Entwicklung eines Mess-Systems zur Untersuchung des Polymerisationsverhaltens von zahnmedizinischen Kompositfüllungswerkstoffen.* Diplomarbeit, Fachhochschule München, Fachbereich Feinwerk- und Microtechnik, D (1998)

Ernst CP., Brand N., Frommator U., Rippin G., Willershhausen B.: *Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization.* Journal of Esthetic Restorative Dentistry 2003; 15(2):93-103; discussion 104

Feilzer A., De Gee AJ., Davidson CL.: *Setting stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration.* Journal of Dental Research 1987;66:1636-1639

Feilzer AJ., Dooren LH., de Gee AJ., Davidson CL.: *Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface.* Eur J Oral Sci 1995;103(5):322-6

Fischerscope H100C: *Zukunftsweisende Technologie in der Mikrohärtebestimmung.* DIN 50359, DIN EN ISO 14577, DIN 55676 und VDI/VDE-Richtlinie Nr.2616

- Guggenberger R., Weinmann W.: *Exploring beyond methacrylates*. Am J Dent 2000; 13(Spec No): 82D-84D
- Hammesfahr PD., O'Connor MT., Wang X.: *Light-curing technology: past, present, and future*. Compend Contin Educ Dent 2002 Sep;23(9 Suppl 1): 18-24
- Hilton TJ., Ferracane JL., Lamerand S.: *The effect of colloidal silica surface treatment on composite properties*. J Dent Res 1997;76:320, Abstract #2449
- Hofmann N., Denner W., Hugo B., Klaiber B.: *The influence of plasma arc vs. halogenstandard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites*. J Dent 2003 Aug; 31(6): 383-93
- Hofmann N., Hugo B., Schubert K., Klaiber B.: *Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength modulus, and hardness of photoactivated resin composites*. Clin Oral Investig. 2000 Sep;4(3):140-7
- Janda R.: *State of development of dental filling materials*. Quintessenz 1988;39: 1067-1111
- Kanca J., Suh BI.: *Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins*. Am J Dent 1999;12(3):107-12
- Kimmel K.H.: *Optimale Arbeitstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung*. ZM 2002;2:36
- Kirchner HJ.: *Experimentelle Untersuchung der Schrumpfungskräfte von lichthärtenden Composites während der Polymerisation*. Dissertation, Universitätsklinikum Benjamin Franklin, Freie Universität Berlin 2003
- Koran P., Kürschner R. (ESPE): *Effect of Sequential versus Continuous Irradiation of a Light-Cured Resin Composite on Shrinkage, Viscosity, Adhesion and Degree of Polymerization*. Am J Dent 1998;11(1):17-22
- Krenkel DC., Eick JD, Kaufman G., Bowles CQ.: *Determination of polymerization shrinkage stress in low shrinkage epoxy resins*. J Dent Res 1999;78:315, Abstract #1678
- Labella R., Davy KW., Lambrechts P., Van Meerbeek B., Vanherle G.: *Monomethacrylate comonomers for dental resins*. Eur J Oral Sci 1998; 106(3): 816-24
- La Torre G., Marigo L., Pascarella GA., Rumi G.: *Light emitting diodes (LED) technology applied to the photopolymerization of resin composites*. Minerva Stomatol 2003 May; 52(5):193-200
- Manhart J.: *Lichtpolymerisation: Gerätetypen und deren Wirkungsweise*. BZB 2003; 4:41-43
- Mehl A., Hickel R., Kunzelmann K-H.: *Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization"*. J Dent 1997;25:321-30

- Miyazaki K., Endo T., Sanda F., Moriya O., Fukushima T., Antonucci JM.: *Synthesis and polymerization of acrylic monomers with pendant spiro ortho ester and cyclic carbonate groups*. Polymer Preprints 1997; 38: 165-166
- Moszner NM., Volkel T., Zeuner F., Rheinberger V.: *Radical ring-opening monomers for dental composites*. Polymer Preprints 1997;38:86-87
- Oberholzer TG., Pameijer CH., Grobler SR., Rossovco RJ.: *Effect of power density on shrinkage of dental resin material*. Oper Dent 2003 Sep-Oct; 28(5): 622-7
- Obici AC., Sinhoreti MA., de Goes MF., Consani S., Sobrinho LC.: *Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites*. Oper Dent. 2002 Mar-Apr; 27(2): 192-8
- Park SH., Krejci I., Lutz F.: *Microhardness of resin composites polymerized by plasma and or conventional visible light curing*. Oper Dent 2002 Jan-Feb; 27(1):30-7
- Pearson GJ., Longman CM.: *Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system*. J Oral Rehabil 1989;16(1):57-61
- Pilo R., Cardash HS.: *Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites*. Dent Mater 1992;8:299-304
- Pradhan RD., Melikechi N., Eichmiller F.: *The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source*. Dent Mater 2002 May;18(3):221-226
- Price RB., Ehrnford L., Andreou P., Felix CA.: *Comparison of quartz-tungsten- halogen, light-emitting diode and plasma arc curing lights*. Adhes Dent 2003 Fall;5(3):193-207
- Price RB., Rizkalla AS., Hall GC.: *Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an unfilled resin*. Am J Dent 2000 Aug; 13(4):176-80
- Roulet JF.: *Degradation of dental Polymers*. 1985: Karger, Basel
- Rueggeberg FA.: *Contemporary issues in photocuring*. Compend Contin Educ Dent Suppl 1999 Nov; 25:4-15
- Rueggeberg FA., Caughman WF., Chan DC.: *Novel approach to measure composite conversion kinetics during exposure with stepped or continuous light-curing*. J Esthet Dent 1999;11(4):197-205
- Rueggeberg FA., Craig RG.: *Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite*. J Dent Res 1988; 67(6):932-7

-
- Rueggeberg FA., Ergle JW., Mettenburg DJ.: *Polymerization depth of contemporary light-curing units using microhardness*. J Esthet Dent 2000; 12(6):340-349
- Sakaguchi RL., Berge HX.: *Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites*. J Dent 1998; 26(8):695-700
- Shintani H., Inove T., Yamaki M.: *Analysis of camphoroquinone in visible light-cured composite resins*. Dent Mater 1985; 1:124-126
- Suzuki H., Taira M., Wakasa K., Yamaki M.: *Refractive-index-adjustable fillers for visible-light-cured dental resin composites: preparation of TiO₂-SiO₂ glass powder by the sol-gel process*. Journal of Dental Research 1991 May;70(5):883-888
- Taira M., Urabe H., Hirose T., Wakasa K., Yamaki M.: *Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins*. J Dent Res 1988;67:24-28
- Uno S., Asmussen E.: *Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate*. Scand J Dent Res 1991;99(5):440-4
- Unterbrink GL., Muessner R.: *Influence of light intensity on two restorative systems*. J Dent 1995;23:183-9
- Versluis A., Tantbirojn D., Douglas WH.: *Do dental composites always shrink toward the light?* J Dent Res 1998;77(6):1435-1445
- Watts DC., Cash AJ.: *Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development*. Dent Mater 1991; 7(4):281-7
- Watts DC., al Hindi A.: *Intrinsic "soft-start" polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite*. Dent Mater 1999;15(1):39-45

8 Anhang

Lebenslauf

Persönliche Daten

Vorname, Name: Katja Eva Trixner
Wohnort: München
Geburtsdatum/-ort: 19.11.1975, Klagenfurt/ Kärnten
Familienstand: ledig
Staatsangehörig: Österreich

Schulbildung

1981-1985 Grundschule Ursulinen
1985-1993 Ingeborg-Bachmann-Gymnasium, Klagenfurt
Abschluss Allgemeine Hochschulreife

Hochschulausbildung

1993-1994 Studium der Medizin an der Universität Wien
1995-2001 Studium der Zahnheilkunde an der LMU- München
2001 Approbation als Zahnärztin

Berufserfahrung

Seit 2001 als Assistenz Zahnärztin tätig

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denen Dank sagen, die zur Entstehung dieser Arbeit mit beigetragen haben.

Im Besonderen bedanke ich mich sehr herzlich bei:

Herrn Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilian-Universität München, für die Überlassung des Dissertationsthemas und seiner freundlichen Unterstützung bei der Verwirklichung der vorgelegten Arbeit.

Frau Dr. Nicoleta Ilie für die umfassende und hilfsbereite Betreuung bei der technischen Durchführung der Messungen, der theoretischen Ausarbeitung, Korrektur und Umsetzung der Arbeit. Sie stand jederzeit mit Rat und Tat zur Verfügung.

Meiner ganzen Familie für die großzügige finanzielle und moralische Unterstützung die mir das Studium der Zahnheilkunde ermöglichte und mir bei allen Problemen zur Seite stand.

Herzlichen Dank!