

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Westdeutsche Kieferklinik

Poliklinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und
Endodontologie
kommissarischer Direktor: Univ.- Prof. Dr. Dr. T. Beikler

**Festigkeitseigenschaften moderner Füllungskomposite in
Abhängigkeit von der Polymerisationslampe und der
Polymerisationszeit bei konstanter Bestrahlung.**

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Şenay Tomruk
(2012)

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez. Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf

Dekan

Referent: Prof. Dr. rer. nat. Ralf Janda

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. Dr. Rita Depprich

Für meine Mutter (in memoriam)

-omnia vincit amor-

Publikation

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Ruttermann, S., Tomruk, S., Raab, W.H.M., Janda, R., (2010),
Effect of Energy Density on the Physical Properties of Resin-Based Restorative
Materials when Polymerized with Quartz-Tungsten Halogen or LED-Light.
European Journal of Dentistry, (Vol.4) 183 - 191

Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit werden anhand zweier verbreiteter lichthärtender Füllungskomposite die mechanischen Eigenschaften nach Härtung mit einer konventionellen Halogenlampe (Hilux Ultra Plus) mit denen nach Härtung mit einem modernen LED-Lichtgerät (SmartLite PS) verglichen. Ausgewählt wurden ein Vertreter des Typs der Ormocere (Ceram X Mono) sowie ein verbreiteter Vertreter des Typs der Hybridkomposite (Clearfil AP-X). Beide Komposite sind auf dem Markt seit längerer Zeit erhältlich.

Nach der Aushärtung mit dem jeweiligen Lichtgerät mit unterschiedlichen Bestrahlungszeiten von 10s, 20s und 60s, wurden die Prüfkörper (nach ISO 4049) je zu einer Hälfte für 24 Stunden in Wasser bei 37°C gelagert bzw. die andere Hälfte der Proben bei 5°C und 50°C in Wasserbädern 5000 Thermo lastwechseln unterzogen. Im Dreipunktbiegeversuch wurden die Biegefestigkeit nach ISO 4049, der Elastizitätsmodul und die maximale Durchbiegung bestimmt.

Es wurden signifikante Unterschiede zwischen beiden Kompositen festgestellt. Clearfil AP-X hatte sowohl für die Biegefestigkeit, also auch für den Elastizitätsmodul höhere Werte als Ceram X Mono für alle Polymerisationszeiten mit beiden Lichtgeräten sowohl vor als auch nach Thermolastwechsel. Die Biegefestigkeit war weder von der Energiedichte, noch vom Lichtgerät abhängig und war für Clearfil AP-X signifikant höher als für Ceram X Mono. Die Eigenschaften beider Materialien wurden durch den Thermolastwechsel beeinflusst. Trotz der abfallenden Werte nach dem Lastwechsel für beide Materialien, waren die Werte von Clearfil AP-X dennoch höher als die von Ceram X Mono. Weiter wurde herausgefunden, dass Elastizitätsmodul und maximale Durchbiegung von der Energiedichte abhängig waren. Die maximale Durchbiegung fällt mit steigender Energiedichte und wird zudem vom Thermolastwechsel negativ beeinflusst. Ceram X Mono zeigte eine signifikant negative Korrelation zwischen der Energiedichte und der maximalen Durchbiegung sowohl vor als auch nach Thermolastwechsel; Clearfil AP-X jedoch nicht. Obwohl die Energiedichte die Biegefestigkeit nicht beeinflusst hat, korrelierte sie aber positiv zum Elastizitätsmodul und negativ zur maximalen Durchbiegung. Das LED-Lichtgerät war effektiver als die Halogenlampe.

Inhaltsverzeichnis:

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | Einleitung | 1 |
| 1.1. | Literaturübersicht..... | 3 |
| 1.1.1 | Komposite..... | 3 |
| 1.1.2 | Lichtgeräte zur Härtung von Kompositen..... | 14 |
| 1.1.3 | Indikation und klinische Bewährung..... | 17 |
| 1.1.4 | Werkstoffkundliche Eigenschaften..... | 18 |
| 1.2 | Problemstellung..... | 20 |
| 2 | Material und Methode..... | 21 |
| 2.1 | Beschreibung der untersuchten Materialien und Lichtgeräte | 21 |
| 2.1.1 | Clearfil AP-X | 21 |
| 2.1.2 | Ceram X Mono..... | 22 |
| 2.1.3 | SmartLite PS..... | 23 |
| 2.1.4 | Hilux Ultra Plus | 23 |
| 2.2 | Prüfung der Lichtgeräte..... | 23 |
| 2.3 | Prüfkörperherstellung | 25 |
| 2.3.1 | Prüfkörperlagerung 24 h | 27 |
| 2.3.2 | Prüfkörperlagerung vier Wochen mit Thermolastwechsel..... | 27 |
| 2.4 | Versuchsdurchführung | 28 |
| 2.5 | Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul | 29 |
| 2.6 | Maximale Durchbiegung..... | 29 |
| 2.7 | Statistische Auswertung | 30 |
| 3 | Ergebnisse | 31 |
| 3.1 | Berechnung der Lichtdosis..... | 31 |
| 3.2 | Vergleich der untersuchten Kompositmaterialien und Lichtgeräte..... | 32 |

II Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|---|-----------|
| 3.2.1 | Signifikanzanalyse der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls nach 24h Lagerung in Wasser bei 37°C | 33 |
| 3.2.2 | Signifikanzanalyse der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls nach Thermolastwechsel..... | 34 |
| 3.2.3 | Signifikanzanalyse der maximalen Durchbiegung für beide Testmaterialien bei 24h Lagerung und nach Thermolastwechsel | 34 |
| 3.2.4 | Signifikanzanalyse der 24h Lagerung und der Lagerung nach Thermolastwechsel..... | 35 |
| 3.2.5 | Korrelationsanalysen | 35 |
| 4 | Diskussion | 37 |
| 4.1 | Diskussion der Methode | 37 |
| 4.2 | Diskussion der mechanischen Eigenschaften der Komposite | 38 |
| 4.3 | Diskussion der unterschiedlichen Lichthärtungsparameter | 39 |
| 4.3.1 | Abschließender Vergleich zwischen LED und Halogenlampe | 41 |
| 4.4 | Veränderung der Eigenschaften durch Thermolastwechsel | 42 |
| 5 | Schlussfolgerung | 44 |
| 6 | Literaturverzeichnis | 45 |
| 7 | Anhang | 59 |
| | Konstanzprüfung der Polymerisationslampen..... | 59 |
| | Messergebnisse | 60 |
| | Grafiken | 68 |
| | Danksagung | 70 |
| | Eidesstattliche Versicherung | 71 |

1 Einleitung

„Die naturwissenschaftlich gebildeten Zahnärzte sind heutzutage der Ansicht, dass die Zähne der meisten Menschen bei angemessener Behandlung bis zu ihrem Lebensende erhalten bleiben.“ Diese Ansicht (nach Shearjashub Spooners 'Guide to Sound teeth' (Ring, 1997)) werden in unserer Gegenwart, in der Prophylaxe ein sehr wichtiger Bestandteil der Zahnmedizin geworden ist, viele Zahnärzte teilen. Jedoch stand diese Meinung im 19. Jahrhundert in deutlichem Gegensatz zu der Einstellung der meisten Menschen, die das Ziehen als unverzichtbaren Bestandteil der Zahnbehandlung verstanden. Zu jener Zeit suchten die Zahnärzte nach ersten Methoden zum Füllen kariöser Zähne und ihrer Wiederherstellung (Ring, 1997).

Über Jahrzehnte waren Gold und Amalgam die wichtigsten Materialien bei Füllungen im okklusionstragenden Seitenzahnbereich. Größere Defekte erforderten aber aus klinischen oder ästhetischen Gründen neue dentale Füllungsmaterialien. Zum einen hatten die Patienten Bedenken gegen die toxikologische und allergologische Wirkung von Amalgam und zum anderen wurden auch ästhetische Gesichtspunkte für sie immer wichtiger. Zwar können viele Kavitäten mittels Keramikinlays oder Teilkronen indirekt und adhäsiv versorgt werden; allerdings ist hier der hohe Kostenfaktor aufgrund der aufwendigen indirekten Herstellung zu berücksichtigen.

Eine große Innovation der zahnärztlichen Werkstoffe stellen die Kompositmaterialien dar. Sie sind das Ergebnis von Forschungen, die auf die Verringerung von Karies bei Kinderzähnen durch Versiegelung abzielten. Eine wesentliche Arbeit gelang 1955 Michael Buonocore (Eichner K., Kappert, 2008). Er ätzte die Zahnoberfläche mit einer milden Säurelösung an und trug eine dünne Schicht eines selbstpolymerisierendem Acrylkunststoffes auf. Dieser erwies sich aber als zu weich und zu abrasionsschwach, um den Belastungen in der Mundhöhle standzuhalten. Deshalb experimentierte er mit anderen Kunststoffen. Er führte 1967 die mit anorganischen Füllstoffen (mikroskopisch kleinen Glas- oder Quarzpartikel) gefüllten Kunststoffe, die sogenannten Komposite, ein. Deren Stärke waren wesentlich höhere Festigkeitseigenschaften und

Abrasionsstabilität. Diese Kompositmaterialien sind relativ kostengünstig und einfach in der Verarbeitung. Außerdem bieten sie ästhetisch zufriedenstellende Ergebnisse. Zahnfarbene Materialien haben sich aber nicht nur in der ästhetischen Füllungstherapie etabliert, sondern werden ebenso als Aufbaumaterialien, als Kleber für Brackets in der Kieferorthopädie und in der Prävention in Form von Fissurenversieglern verwendet (Eichner K., Kappert, 2008).

Bei der Versorgung von Klasse I und Klasse II Kavitäten haben sich Kompositmaterialien heute klinisch bewährt (Hellwig, Lehmann (2005)). Bei größeren Defekten sind die gegenwärtigen Materialeigenschaften noch nicht ausreichend und müssen weiter optimiert werden, da Zahnfüllungen selbst bei normalem Gebrauch erheblichen mechanischen Kräften ausgesetzt sind. Insbesondere beim Kauen entstehen Druckbelastungen im Seitenzahnbereich, die Werte von bis zu 800 N aufweisen können (Hellwig, Lehmann (2005)). An das Zahnfüllmaterial wird der Anspruch gestellt, sich möglichst ähnlich wie die natürlichen Zahnhartmaterialien zu verhalten. Daher ist es erforderlich, die Füllungsmaterialien auf ihre mechanischen Eigenschaften zu überprüfen. Bei der Qualitätsprüfung der Materialien sollten Eigenschaften, wie z. B. Randdichtigkeit, Aushärtungstiefe, Röntgensichtbarkeit, Farbstabilität, Wasseraufnahme, Löslichkeit und Biegefestigkeit als wichtige Parameter berücksichtigt werden.

Die vorliegende Arbeit fokussiert sich auf die Parameter Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul, die für zwei Kompositmaterialien in Abhängigkeit von zwei verschiedenen Polymerisationslampen und mit verschiedenen Polymerisationszeiten getestet werden. Ziel ist es, zu untersuchen, in wie weit diese Parameter von den verwendeten Materialien, Lichtgeräten und der Aushärtungszeit beeinflusst werden.

1.1. Literaturübersicht

1.1.1 Komposite

Bei den heute zahnärztlich verwendeten Kompositfüllungsmaterialien wird stets eine organische Kunststoffmatrix über einen mit einem Silan vermittelten Verbund mit einem anorganischen Füllstoff kombiniert (Lutz 1983). Obwohl mittlerweile eine große Anzahl verschiedener Komposite auf dem Markt ist, bestehen diese prinzipiell immer aus matrixbildenden Monomeren, anorganischen und/oder organischen Füllstoffen, Initiatoren zum Start der Polymerisation, Pigmenten zur Farbgebung, Stabilisatoren sowie weiteren Additiven, wie beispielsweise Fluoriden oder antibakteriell wirksamen Zusätzen, wie es auch in Abbildung 1 anschaulich dargestellt ist (Janda 2007).

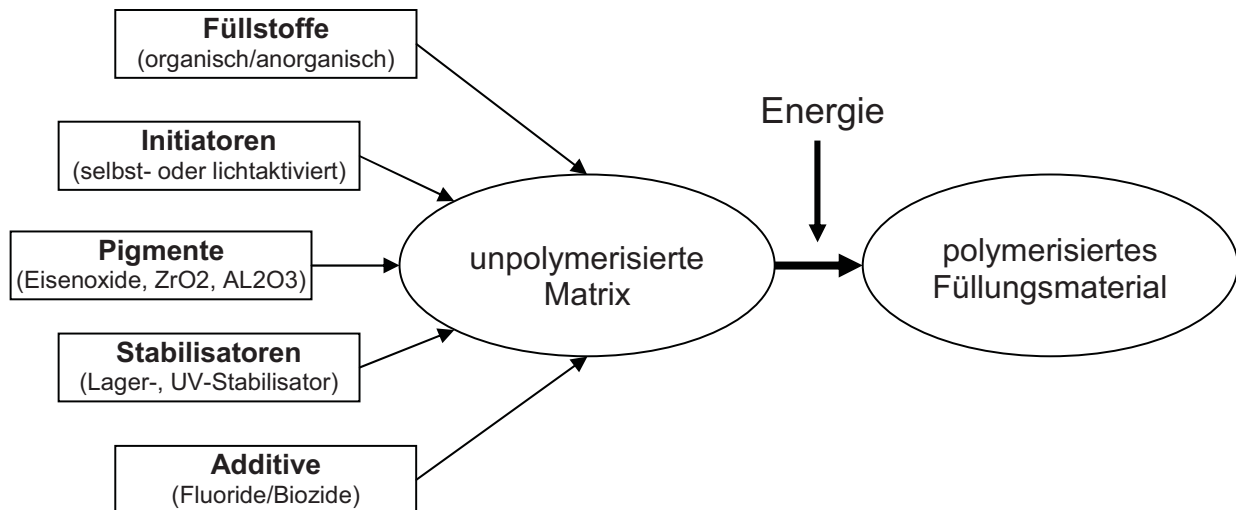


Abb. 1: Prinzipielle Zusammensetzung polymerisierbarer dentaler Füllungsmaterialien (Janda 2007).

Nach verschiedenen Entwicklungsstufen des Kunststoffes als zahnmedizinisches Füllungsmaterial entwickelte Bowen 1962 ein auf einer gefüllten Kunststoffmatrix basierendes Kompositmaterial, welches in seiner prinzipiellen Struktur noch heute verwendet wird (Bowen 1962). Zu den Vorteilen der Komposite gegenüber den reinen Acrylatkunststoffen zählen die bessere Abriebfestigkeit, ein niedriger Restmonomergehalt sowie die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung (Geurtsen 1999).

Die Kunststoffmatrix enthält hauptsächlich hochvisköse Monomere mittleren Molekulargewichts (ca. 500 g mol⁻¹), die nach erfolgter Polymerisation das

Grundgerüst des Füllungsmaterials bilden (Hickel 1998). Weitere Bestandteile sind die für die Polymerisationsreaktion erforderlichen Photoinitiatoren, Akzeleratoren, Stabilisatoren und Inhibitoren (Janda 2007). Für die anorganischen Füllstoffe, die keiner Polymerisationsschrumpfung unterliegen, finden neben hochdisperssem Siliziumdioxid, feine Quarzpartikel, feine Barium- oder Strontiumsilikatglaspartikel, Zirkoniumdioxid- oder Yttrium- bzw. Ytterbiumtrifluorid Partikel Verwendung (Hickel 1998). Je nach der Größe und der Zusammensetzung der Füllkörper kann man die Komposite in Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkomposite klassifizieren (Lutz 1983).

1.1.1.1 Einteilung der Komposite nach Füllstoffarten

Mittlerweile findet eine große Zahl unterschiedlicher Kompositmaterialien Verwendung und verdrängt das jahrzehntelang vorherrschende Amalgam. Eine Einteilung dieser Komposite ist nach vielen Kriterien, darunter Matrixbeschaffenheit, Art der Füllstoffe, Art der Aushärtung (Hickel 1997), Wassergehalt (Hickel 1997), oder Viskosität (Bayne 1998) möglich. Eine Klassifizierung der Füllungsmaterialien in direkte und indirekte sowie in zahnfarbene und metallfarbene zeigt die Tabelle 1 (Hickel 1997).

| Material | direkte Füllung (plastisch verarbeitbar) | indirekte Restauration (Inlay/ Teilkrone/ Krone) |
|--------------|---|---|
| zahnfarben | Mikrofüller-Komposite | Mikrofüller-Komposite |
| | Hybrid-Komposite | Hybrid-Komposite |
| | Copolymere | Polyglas (Polymerglas) |
| | Hybridionomere | Ceromere |
| | Konventionelle GIZ | Keramik |
| | Hochviskose GIZ | Glaskeramik |
| | Ormocere | Verblend-Metallkeramik |
| metallfarben | Amalgam | Spargoldlegierungen |
| | Stopfgold | Hochgoldhaltige Legierungen |
| | metallverstärkte GIZ | Nichtedelmetalllegierungen |
| | Galliumalloys | Palladium-Basis-Legierungen |
| | Silber-Zinn-Legierung | Titan |

Tabelle 1: Einteilung der Füllmaterialien (Hickel 1997)

Um eine übersichtliche Gestaltung der Klassifikation der zahnfarbenen, direkten Füllungsmaterialien zu erhalten, wurden bei Hickel die Materialien nach dem Wassergehalt eingeteilt. Tabelle 2 zeigt die Hauptgruppen mit der entsprechenden Einteilung.

| | |
|---|---|
| Glasionomerezemente (GIZ) (wasserhaltig) | Komposit Polymerisation (wasserfrei) |
| konventionelle GIZ | konventionelle Komposite |
| metallverstärkte GIZ | Hybrid-Komposite |
| hochvisköse GIZ | Mikrofüller-Komposite |
| kunststoffmodifizierte GIZ | Kompomere |

Tabelle 2: Untergruppierung der direkten, zahnfarbenen Füllungsmaterialien (Hickel 1997)

Im Folgenden werden die Komposite nach der weitgehend etablierten Einteilung nach Lutz und Philipps (Lutz 1983) aufgrund ihrer Füllstofftypen klassifiziert.

1.1.1.1.1 Makrofüllerkomposite

Die Makrofüllerkomposite finden heute keine Verwendung mehr und finden hier nur aus historisch-systematischen Gründen Erwähnung. Die als Füllstoff verwendeten Makrofüller bestanden aus Keramik, Quarz und Glas, besaßen aber eine durch die damalige Mahltechnik sehr hohe Teilchengröße von 5 μm – 100 μm (Ernst 2003). Obwohl sie eine hohe Biegefestigkeit und einen geringen thermischen Ausdehnungskoeffizient aufwiesen (Kimmel 1999), waren Makrofüllerkomposite aufgrund der Größe und Scharfkantigkeit der Füllstoffpartikel nur schlecht polierbar. Die daraus folgende Oberflächenrauigkeit führte zu Plaqueanlagerung, Verfärbungen und inakzeptabel schnellem Verschleiß (Hellwig 1999, Lutz 1983).

1.1.1.1.2 Mikrofüllerkomposite

Die Mikrofüllerkomposite waren die theoretische Antwort auf die oben beschriebenen Nachteile bei der Verwendung von Makrofüllern. Bei den homogenen Mikrofüllerkompositen sind die Füllstoffpartikel mit 0,01 μm - 0,04 μm kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes (ca. 400 – 800 nm) (Lutz 1983) und bestehen aus hochdispersen Siliziumdioxidpartikeln (Söderholm 1988). Diese geringe Partikelgröße führte zu einer sehr guten Polierbarkeit (Wirz 1996) sowie einer erhöhten Druckfestigkeit. Diesen positiven Eigenschaften stehen allerdings nicht nur eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung, eine erhöhte Wasseraufnahme sowie eine starke thermische Expansion (Ernst 2003, Lutz 1983) gegenüber, sondern auch die Tatsache, dass die steigende Zugabe von Mikrofüllstoffen die Viskosität des Komposites stark erhöht. Praktische Bedeutung erlangten diese homogenen Mikrofüllerkomposite deshalb nie.

Vielmehr verlief die Entwicklung in Richtung der sogenannten inhomogenen Mikrofüllkomposite, die durch Beimengung von Vorpolymerisaten mit einer Größe von 1 μm - 150 μm charakterisiert sind. Dadurch konnte der Füllstoffgehalt auf bis zu 75 % des Masseanteils erhöht werden, ohne dass die Viskosität zu stark anstieg. Weiterhin waren die Polymerisationsschrumpfung verringert und die Abrasionsstabilität erhöht, was den inhomogenen Mikrofüllerkompositen zu einer weiten Verbreitung verhalf. Inhomogene Mikrofüllerkomposite sind gut polierbar (Janda 1988) und weisen einen

geringen Elastizitätsmodul auf, wodurch sie für Restaurationen im Frontzahngebiet und für Klasse V-Füllungen geeignet waren bzw. immer noch sind (Ernst 2003).

1.1.1.1.3 Hybridkomposite

Seit Anfang der 1980er-Jahre werden mit den Hybridkompositen die positiven mechanischen Eigenschaften der Makrofüllerkomposite und die guten Polier- und Abrasionseigenschaften der Mikrofüllerkomposite zusammengeführt. Die Hybridkomposite enthalten große und kleine Füllpartikel unterschiedlicher Materialien (Hellwig 1995). Darunter hochdisperse Siliziumdioxid-Partikel von 0,007 µm bis 0,04 µm Korngröße sowie Barium- oder Strontiumborosilikatgläser von etwa 1 µm Größe, die die Röntgenopazität sicherstellen. Dabei überwiegen die größeren Partikel, die bis zu 10 µm betragen können. Sie können nach ihrer mittleren Korngröße weiter in Fein-, Feinst- und Subpartikelhybridkomposite eingeteilt werden (Ernst 2003).

Insgesamt wird ein Füllstoffgehalt von mehr als 80 % Massenanteil erreicht, wodurch sich die geringe Verschleißanfälligkeit erklärt (Marxkors 2001). Die größten Partikel sind deutlich kleiner als die Makrofüllstoffe früherer Jahre, wodurch sich die Polierbarkeit zwar sehr verbessert hat, aber nicht die Glanzpolitur der Mikrofüllerkomposite erreicht wird. Das Farbverhalten, die Ästhetik, die Haltbarkeit sowie die Druck- und Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul konnten durch Auswahl und Kombination verschiedener Materialien ebenfalls weiter verbessert werden (Kullmann 1985, Vanherle 1989, Gängler 1990). Bei dem in dieser Arbeit untersuchten Komposit Clearfil AP-X (Kuraray Medical Inc.), das seit Beginn der 1990er-Jahre auf dem Markt ist, handelt es sich um ein solches Hybridkomposit.

1.1.1.1.4 Nanofüllerkomposite

Nanofüllerkomposite sind hochgefüllte Mikrofüllerkomposite, die den Füllstoffgehalt mit bis zu 75 % nahezu auf den eines Hybridkomposits erhöhen (Manhart 1999). Ihre Füllstoffe sind mit 5 - 20 nm im Vergleich zu den anderen Kompositen im Nanometerbereich. Dazu enthalten sie feinstkörnige Siliziumdioxid-Nanopartikel, wodurch die natürliche Agglomeration der Mikrofüller verhindert wird und der Füllgrad erhöht werden kann (Ernst 2003). Die mechanischen Eigenschaften der Nanokomposite sind denen der Hybridkomposite ähnlich. Sie sind aber aufgrund der geringeren Füllstoffpartikelgrößen besser polierbar (Ernst 2003).

1.1.1.1.5 Ormocere

Seit Ende der 1990-er Jahre gibt es mit den so genannten Ormoceren, deren Name sich aus dem Terminus „organically modified ceramics“ ableitet, neuartige polymere Matrices, die auch außerhalb der Zahnrestauration zur Kunststoffveredlung, etwa bei der Oberflächenhärtung, eingesetzt werden (Amberg-Schwab 1996). Ormocere zeichnen sich dadurch aus, dass den konventionellen Methacrylaten methacrylierte Siloxane zugemischt sind, die an der Polymerisation teilnehmen und somit eine organisch-anorganische Matrix bilden (Janda 2007). Der Vorteil der Ormocer-Komposite soll hauptsächlich in einer verbesserten Biokompatibilität liegen. Diese wird auf eine Verringerung des Gehaltes an konventionellen Methacrylaten zurückgeführt, da Monomere aufgrund ihrer hohen Reaktivität zytotoxisch wirken können (Goël Brackett 2006). Der in dieser Arbeit untersuchte Komposit Ceram X Mono gehört zu dieser Gruppe.

1.1.1.1.6 Kompomere

Kompomere gibt es seit Anfang der 1990-er Jahre in der zahnärztlichen Praxis. Der Name leitet sich aus den Begriffen ‚Komposit‘ und ‚Glasionomer‘ ab. Im Gegensatz zu den Kompositen enthalten die Kompomere reaktive, ionenfreisetzende Glasfüllkörper sowie saure, polymerisierbare Matrixmonomere (Hickel 1997). Es ist also sowohl der Füllstoff als auch die Matrix reaktiv. Die reaktiven Monomere entstehen durch Carboxylsubstituierung der konventionellen Methacrylat-Monomere. Wie bei den Kompositen erfolgt auch hier die Aushärtung zunächst über photoinduzierte Polymerisation. In einem weiteren Schritt allerdings soll eine Nachhärtung erfolgen. Diese beginnt, sobald über Speichel Wasser aufgenommen wird, in Form einer Säure-Base-Reaktion (Moodley 2003). Durch den Polymerisationsvorgang im ersten Schritt schrumpft das Material zunächst, expandiert dann aber durch die nachträgliche Wasseraufnahme. Die Vorteile der Kompomere liegen in der guten Elastizität, die mit derjenigen der Mikrofüllerkomposite vergleichbar sind, allerdings auch von Produkt zu Produkt variieren können (Ernst 2003).

Im Vergleich zu den Kompositen haben viele Kompomere jedoch schlechtere mechanische Eigenschaften, nämlich wie eine geringere Abrasionsfestigkeit, eine höhere Oberflächenrauigkeit, eine schlechtere Farbstabilität und auch ein geringeres Elastizitätsmodul (Hickel 1996, Attin 1996, Krämer 1997).

1.1.1.2 Chemische Eigenschaften der Kompositmaterialien

1.1.1.2.1 Matrixbildende Monomere

Die in Kompositen zum Einsatz kommenden Matrixharze entstehen aus Methacrylat-Monomeren. Die Abbildung 2 (Janda 2007) zeigt molekulare Strukturen häufig verwendeter konventioneller Methacrylate, die sich in ihrem Molekulargewicht und ihrer Funktionalität unterscheiden. Die wichtigsten Monomere sind immer noch das bereits 1962 von Bowen entwickelte Bis-GMA (Bowen 1962, 1963) sowie UDMA, das meist mit Bis-GMA zur Verwendung kommt.

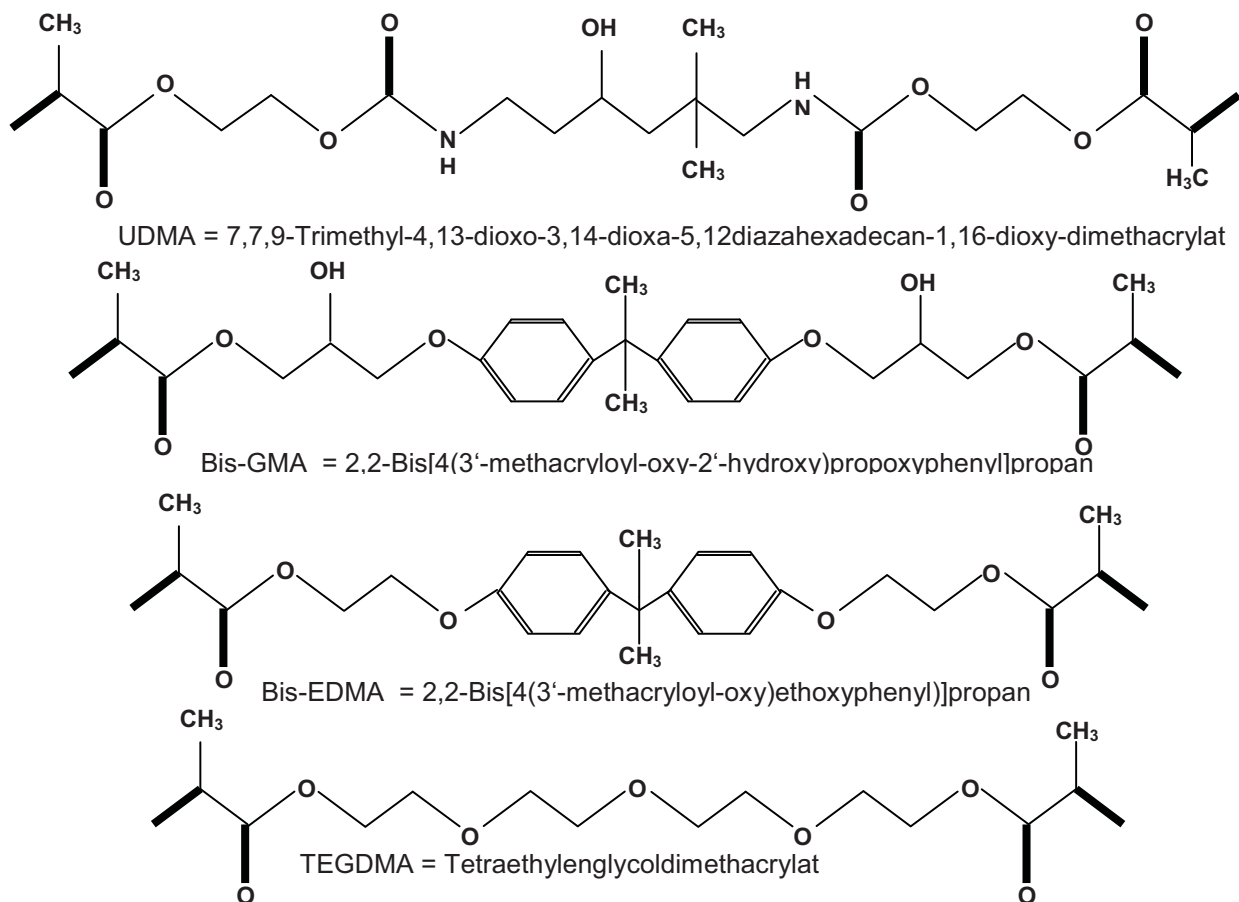


Abb. 2: Häufig verwendete Monomere (aus Janda 2007)

Die Polymerisation erfolgt dreidimensional und ist mit einer Volumenkontraktion verbunden, die auf die Verringerung des Abstandes zwischen zwei Kohlenstoffatomen durch den Ersatz von zahlreichen Doppel- zu Einfachbindungen zurückzuführen ist (Kim 1994). Diese Volumenkontraktion macht sich in der Praxis problematisch als „Polymerisationsschrumpfung“ bemerkbar, da sie während bzw. nach erfolgter Polymerisation zu einer Ablösung des Kompositmaterials von der Zahnschmelze führen kann.

Je größer die Molmasse der Monomere ist, desto geringer fällt die Polymerisationsschrumpfung aus. Da aber gleichzeitig die Viskosität zunimmt, lassen sich solche Komposite weniger gut verarbeiten. Deshalb werden in manchen Kompositen kurzkettigere Monomere wie TEGDMA zugefügt, um die Viskosität zu regulieren und hohe Füllungsgrade zu realisieren (Geurtsen 2001, Janda 2007).

Abbildung 3 (aus Janda 2007) zeigt ein Carboxylgruppen-modifiziertes Monomer, wie es für Komposite verwendet wird. Die Carboxylgruppen (-COOH) stellen die Wasserstoffionen für die Säure-Base-Reaktionen mit den Füllstoffen zu Verfügung, sorgen aber auch für eine vermehrte Wassereinlagerung in die Komposite (Janda 2007).

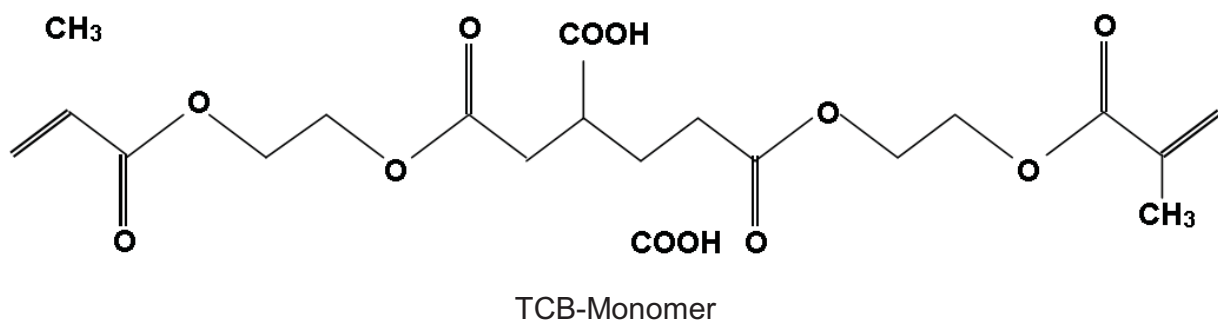


Abb. 3: Struktur des TCB-Monomeres (Janda 2007)

1.1.1.2.2 Füllstoffe und deren Einbindung in die Matrix

Füllstoffe bestimmen die physikalischen Eigenschaften der Komposite. Die Zumischung anorganischer Partikel zur Kunststoffmatrix verbessert die Abrasionsstabilität, verringert das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung,

beeinflusst die Farbe und Opazität, die Festigkeit, die Härte, die Polierbarkeit, die Oberflächenqualität, die Röntgenopazität, die thermische Ausdehnung und auch z. T. die Wasseraufnahme (Kullmann 1984, Peutzfeldt, 1997) des jeweiligen Komposits (siehe auch Kapitel 2.1).

Um einen guten Verbund zwischen den Füllstoffpartikeln und der Kunststoffmatrix herzustellen, werden die anorganischen Füllstoffe silanisiert (Janda 1996). Silane besitzen einen hydrophoben und einen hydrophilen Molekülanteil. Der hydrophile Anteil reagiert über eine hydrolysierbare Siliziumgruppe mit der Oberfläche des Füllstoffes. Der hydrophobe polymerisierbare Anteil polymerisiert mit der hydrophoben Kunststoffmatrix. So ermöglichen die Silanmoleküle die Verbindung zwischen hydrophilen Füllstoffen und hydrophober Matrix (s. Abb. 4 (Janda 2007)). Die Benetzbarkeit der Füllstoffpartikel mit Monomermolekülen wird dadurch ebenfalls verbessert und es können hohe Füllgrade erreicht werden. Die Silanschicht ist zwischen 5 und 20 nm dick.

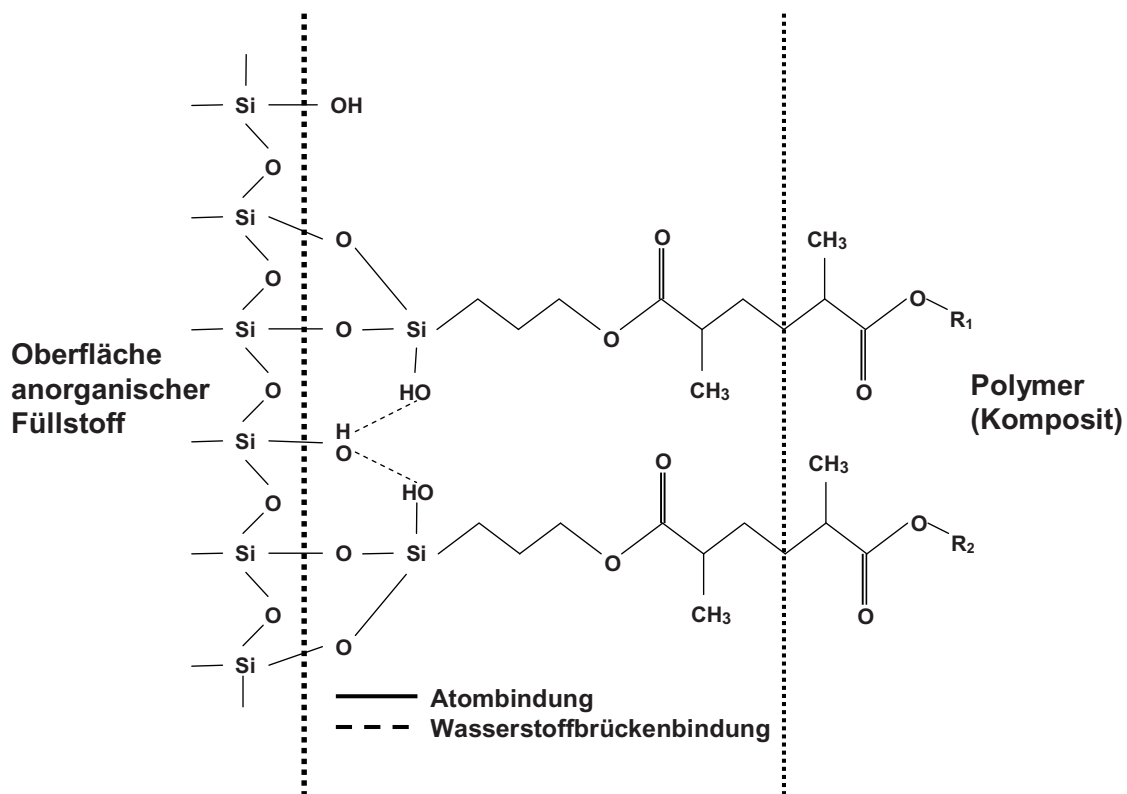


Abb. 4: Schematische Darstellung des Füllstoff/Matrix-Verbundes über eine Silanbrücke (Janda 2007)

1.1.1.2.3 Stabilisatoren und Pigmente

Neben der Matrix und den Füllstoffen benötigen Komposite weitere Substanzen zur Gewährleistung der folgenden Eigenschaften: Lagerfähigkeit, Auslösung der Polymerisation, Farbe und Farbstabilität.

Zur Verbesserung der Lagerfähigkeit, also zur Verhinderung vorzeitiger unkontrollierter Polymerisierung, dienen Stabilisatoren wie Hydrochinone und verschiedene sterisch gehinderte Phenole. Diese als Antioxidantien oder Stabilisatoren bezeichneten Substanzen, verhindern die unerwünschte Polymerisation während der Lagerung oder Verarbeitung (Viohl 1986). Sie werden nur in sehr geringen Mengen zugesetzt, um die eigentliche Polymerisation nicht zu beeinflussen (Janda 1988).

Zur Einfärbung werden hauptsächlich anorganische Pigmente, wie beispielsweise Eisenoxidpigmente oder Titaniumdioxid verwendet (Janda 1996). Die Pigmente müssen stabil und unlöslich gegenüber allen Einflüssen im Mundraum sein, um die Farbe des Füllungsmaterials über viele Jahre zu erhalten. Sie müssen eine hohe Biokompatibilität besitzen. Spezielle UV-Stabilisatoren absorbieren UV-Licht und verhindern so eine durch UV-Licht bedingte Alterung des Kompositmaterials (Viohl 1986).

1.1.1.3 Die lichtinduzierte Polymerisation

Alle Füllungskomposite erhärten durch radikalische Polymerisation der matrixbildenden Monomere zu Polymeren. Die modernen Komposite sind lichthärtend: Die Polymerisation wird gestartet, indem photosensitive Moleküle, Photoinitiatoren genannt, die von einer geeigneten Quelle ausgehende Strahlungsenergie absorbieren und in chemische Energie umwandeln. Diese wird dann für die ersten Schritte der polymerisierenden Kettenreaktion genutzt (Lutz 1992). Das Kampherchinon ist bis heute der am häufigsten verwendete Photoinitiator und wird auch in den beiden Kompositfüllungsmaterialien, deren Eigenschaften in dieser Arbeit untersucht werden, verwendet. Kampherchinon benötigt zur Aktivierung Licht von Wellenlängen zwischen 360 nm und 550 nm mit einem Absorptionsmaximum von 468 nm, also hauptsächlich im sichtbaren kurzwelligen, blauen Bereich (Ilie 2004).

Ein hoher Polymerisationsgrad bewirkt nicht nur verbesserte mechanische Eigenschaften, wie die in dieser Arbeit betrachtete Biegefestigkeit und dem Elastizitätsmodul, sondern auch die chemische Stabilität und die Haltbarkeit der Füllung (Lovell 2001; Ferracane 1997). Erfolgt eine Polymerisation unvollständig, härten die Füllungsmaterialien nicht optimal aus, was zur Instabilität der gesamten Restauration führt (Pilo 1999).

Auch bei der Bewertung der Biokompatibilität durch nicht polymerisierte, freigesetzte Bestandteile der Zahnfüllung, spielt der Polymerisationsgrad eine entscheidende Rolle (Janda 2007). Je dunkler oder opaker das verwendete Füllungsmaterial, desto stärker wird das zur Bestrahlung eingesetzte Licht absorbiert und desto weniger gut ist die Aushärtung in tieferen Schichten (Linden 1991). Es hat sich gezeigt und gilt seit zwei Jahrzehnten als anerkannt, dass als Regelfall eine Schichtdicke von 2 mm nicht überschritten werden sollte, um eine vollständige Polymerisation mit einer Lichtstärke von etwa 500 mW/cm^2 zu erreichen (Krejci 1987). Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Arbeit für die Komposit-Probenkörper eine Dicke von 2 mm gewählt. Dies bedeutet für die Praxis, bei tieferen Kavitäten mehrere Materialschichten nacheinander zu applizieren („Inkrement-Technik“) (Roulet 1984).

Darüber hinaus kann durch die Inkrement-Technik auch eine Verringerung der Polymerisationsschrumpfung erreicht werden (Roulet 1984). Aus diesem Grund sollte die Dicke der einzelnen Schichten nicht über 2 mm liegen (Kaden 2001, Kimmel 1999).

Der Luftsauerstoff inhibiert die Polymerisierung, so dass an der Oberfläche jeder Füllungsschicht nach der Lichthärtung unpolymerisiertes Material von etwa 0,1 mm Dicke verbleibt (Hellwig, Klimek, Attin 1999). Dies ist in der Praxis vorteilhaft, da durch diese Materialien ein durchgängiger Verbund der Lagen ermöglicht wird. Lediglich an der Oberfläche der obersten Füllungsschichten muss eine abschließende weitere Bearbeitung erfolgen, um Verfärbungen oder hohen anfänglichen Verschleiß zu vermeiden.

1.1.1.3.1 Auswirkung der Polymerisationsschrumpfung

Die volumenmäßige Polymerisationsschrumpfung heute gebräuchlicher Komposite beträgt zwischen 1,5 % und 3 % (Janda 2007) und kann zu Ablösungen des

Kompositmaterials von den Kavitätenwänden führen. Durch entstehende Randspalten können Ionen, Moleküle oder auch Bakterien in die Kavität eindringen und Irritationen oder Sekundärkaries auslösen und dadurch den Erfolg der Restauration insgesamt gefährden (Sidhu 1992, Reeves 1995).

Um die Folgen der Polymerisationsschrumpfung möglichst gering zu halten, gibt es neben der bereits erwähnten Inkrement-Technik die Möglichkeit, im Dentin Adhäsivsysteme (Roulet 1996) oder am Zahnschmelz die Säure-Ätz-Technik (Boer 1998, Meerbeek 1998) zur Haftunterstützung zu verwenden. Eine andere Möglichkeit besteht in einer so genannten Soft-Start-Polymerisation. Die Idee dahinter ist es, nicht alle Initiator-moleküle gleichzeitig anzuregen, sondern nacheinander, um dadurch die Polymerisation langsamer ablaufen zu lassen. Die Belichtungsintensität der verwendeten Lampe steigt dabei exponentiell an und erreicht das Maximum erst nach einigen Sekunden. Dadurch wird gewährleistet, dass interne Spannungen durch Fließen des Materials vor dem Erreichen des Gelpunktes abgebaut werden können (Davidson 1984). Der Gelpunkt bezeichnet den Zeitpunkt, bei dem die einzelnen Ketten nicht mehr gegeneinander verschiebbar sind. Danach ist der weitere Verlauf der Polymerisation nicht mehr beeinflussbar (Davidson 1997). Die positiven Eigenschaften einer solchen Polymerisationsstrategie, insbesondere auf die Randdichtigkeit der Füllungen, wurden wiederholt gezeigt (Mehl 1997, Hofmann 2003, Barros 2003).

1.1.2 Lichtgeräte zur Härtung von Kompositen

1.1.2.1 Halogenlichtgeräte

Die Leistungswerte handelsüblicher Halogenlampen liegen i.d.R. im Bereich von 400-800 mW/cm² (Wataha 2004). Sie erreichen damit bei einer Belichtungszeit von 20 s nach der Formel

„Lichtdosis = Lichtintensität x Zeit“ (Althoff 2000)

eine Lichtdosis von 8.000 bis 16.000 mWs/cm². Legt man die geforderten 16.000 mWs/cm² zugrunde (Koran 1998), sind alle diese Lichtgeräte geeignet, eine Komposit-Schicht von 2 mm Dicke zufriedenstellend auszuhärten (Ernst 2000). Die Strahlung der Halogenlampen wird zu einem Spektrum gefiltert, das zwischen 380 nm und 400

nm beginnt und zwischen 500 nm und 520 nm endet (Hofmann 2000). Halogenlichtgeräte sind im zahnärztlichen Praxisalltag weit verbreitet. Aus diesem Grund wird in dieser Arbeit auch ein Halogenlichtgerät zur Polymerisation der verwendeten Testmaterialien eingesetzt (Hilux Ultra Plus: Benlioglu Inc., Ankara, Türkei).

Halogenlichtgeräte haben allerdings auch eine Reihe von Nachteilen: Unter anderem besitzen sie eine sehr geringe Effektivität. Nur weniger als 1 % der Energie wird als Licht freigesetzt, der überwiegende Anteil jedoch als Wärme (Mills 1999). Diese Wärme erfordert nicht nur Kühleinrichtungen sondern setzt auch die Leistung und letztlich die Lebensdauer des verwendeten Wolfram-Glühdrahtes herab (Dunn 2002). Diese, in der Praxis nur durch häufigen Austausch der Birne vermeidbare, Leistungseinbuße kann zu einer Verschlechterung der Aushärtung führen, ohne dass der Behandler dies bemerkt. So ermittelten Fan et al. (2002), dass bei einer Lichtintensität von 300 mW/cm^2 im relevanten Wellenlängenbereich von 400 – 500 nm nur 62 % der untersuchten Komposite ausreichend gehärtet wurden, so dass eine Verlängerung der Bestrahlungszeit notwendig wurde.

Ein weiteres Problem können Spannungsschwankungen im Stromnetz darstellen, die ebenfalls – ohne Wissen des Behandlers - die Lichtintensität verändern. Regionale Untersuchungen ergaben unterschiedliche Netzspannungen zwischen 207 V bis 244 V, wodurch die Qualität der Polymerisierung ebenfalls unterschiedlich ausfiel (Thormann 1999).

1.1.2.2 LED-Lichtgeräte

Seit dem Jahr 2001 sind Polymerisationslichtgeräte auf Basis lichtemittierender Dioden (LED) auf dem Markt (CRA Newsletter 2001). Hier wird aus elektrisch angeregten Halbleiterkristallen Licht in einem beschränkten Spektrum ausgesendet, das dem von Kampferchinon zur Photoinitiation benötigten Licht der Wellenlänge von ca. 450 – 470 nm entspricht (Ernst 2002). Auch Wärme wird kaum frei, so dass die LED-Lichtgeräte wesentlich effizienter arbeiten als Halogenlichtgeräte (Stutz 2001). Der daraus resultierende, weitaus geringere Stromverbrauch ermöglicht einen kabellosen Betrieb durch Akkumulatoren. Spannungsschwankungen im Netz (s. o.)

stellen dadurch kein Problem mehr dar. Durch die kleineren Handstücke und den fehlenden, weil nicht notwendigen, Kühlungsmechanismus können diese Lichtgeräte klein konstruiert werden und trotzdem eine ausreichende Lichtintensität liefern. Bei dem in dieser Arbeit verwendeten LED-Lichtgerät SmartLitePS (Dentsply/DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) handelt es sich um ein solches Gerät im kabellosen „Stab-Format“ mit einer Intensität von 950 mW/cm^2 (Herstellerangabe).

Ein wichtiger weiterer Vorteil der LED-Lichtgeräte ist der geringe Verschleiß der Dioden, wodurch es auch bei langer Verwendung nur zu vernachlässigbaren Leistungseinbußen kommt (Dunn 2002).

Die folgende Tabelle zeigt eine grobe Übersicht zu den Vor- und Nachteilen der Halogen- und der LED-Lichtgeräte.

| | Halogenlichtgerät | LED- Lichtgerät |
|-----------|--|---|
| Vorteile | Günstigere, klinisch bewährte Technologie | Kurze Polymerisationszeit |
| | Über ein breites Spektrum der Wellenlänge anwendbar – dadurch jedes Komposit aushärtbar. | Leichtere Handhabung da kleiner und meist kabellos erhältlich |
| | Verschiedene Bestrahlungsmodi möglich | Hoher Wirkungsgrad |
| | | Hohe Lebensdauer |
| | | Keine Filtersysteme und Ventilatoren notwendig |
| Nachteile | Hoher Verschleiß der Leuchtkörper, dadurch auch unkonstante Leistung | Härtet nur Initiatoren mit einer maximalen Wellenlänge von 450 – 500 nm |
| | Kurze Lebensdauer der Leuchtkörper | |
| | Unhandlich da Geräte stets größer und nicht kabellos | |
| | Filterung notwendig | |
| | Abführung der Wärme notwendig sowie Ventilation erforderlich | |

Tabelle 3: Vor- und Nachteile von Halogen- und LED-Lichtgeräten (Wataha 2004; Ernst 2002; Hofmann 2000; Fan et al. 2002)

1.1.2.3 Andere Polymerisationslichtgeräte

Der Vollständigkeit halber seien auch noch Plasmalampen und Argon-Ionenlaser als Polymerisationsgeräte erwähnt. Deren Vorteile gegenüber Halogen- und LED-Lichtgeräten, die hauptsächlich in verkürzten Belichtungszeiten liegen, sind für die Praxis allerdings umstritten (Hofmann 2000; Powell 2000). Auch wegen höherer Verkaufspreise sind sie in zahnärztlichen Praxen nur sehr wenig verbreitet.

1.1.3 Indikation und klinische Bewährung

Während die Kompositfüllungen im Bereich der Frontzähne als klinisch unbestritten bewährt gelten (Janda 2007), sind sie im Seitenzahnbereich differenziert zu betrachten. Nach einer Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) von 2005 sind polymerisierbare Füllungsmaterialien für Kavitäten der Klassen I, II und V indiziert; mit Ausnahme von zu erwartenden Problemen bei der Feuchtigkeitskontrolle und allergischen Reaktionen gegen einen der Inhaltsstoffe (DGZMK 2005).

Wurden Kompositfüllungen noch vor zehn Jahren bei Restaurationen von großen Kavitäten und solchen mit hoher okklusaler Belastung im Seitenzahnbereich als problematisch angesehen (DGZ / DGZMK 1999), gelten diese Einschränkungen heute zumindest für die Hybridkomposite nicht mehr. Hybridkomposite haben sich in den letzten zwei Dekaden auch im Seitenzahnbereich im Vergleich zu Amalgam- und Keramikmaterialien gut bewährt (Janda 2007). Nanofüller- und Ormocer-Komposite werden bislang ähnlich gut bewertet. Allerdings reichen die klinischen Erfahrungen noch nicht weit genug zurück, um dies endgültig bewerten zu können. Kompomerkomposite sind bisher im Seitenzahnbereich nur bei kleineren Läsionen oder im Milchzahngewebis indiziert (Kunzelmann 2000).

Wesentliche Aspekte für die Haltbarkeit von Kompositfüllungen sind eine korrekte Indikationsstellung und vorschriftsmäßige Verarbeitung der Werkstoffe am Zahn (Hickel 2000).

1.1.4 Werkstoffkundliche Eigenschaften

Zur Sicherung der Qualität von Kompositfüllungsmaterialien gibt es Normen, die auf standardisierten Prüfungsverfahren beruhen. Die Mindestanforderungen für ein solches, das zur Restauration von Okklusalfächen geeignet ist, sind in der EN ISO 4049 festgelegt. Zu den Kenndaten gehören u.a. Biegefestigkeit, Wasseraufnahme, Wasserlöslichkeit und Polymerisationstiefe. Obschon die unter standardisierten Bedingungen gemessenen Werte nicht direkt auf die klinischen Parameter schließen lassen, erlauben sie doch eine vergleichende Beurteilung der verschiedenen Materialien (Roulet 1988). Zwei dieser Eigenschaften, die sich in einer geeigneten Versuchsanordnung überprüfen lassen, sind die Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul, kurz E-Modul genannt (Danesh 2001). In der Literatur werden für Hybrid- und Ormocerkomposite ähnliche Biegefestigkeiten und Elastizitätsmodule beschrieben (Wolter 1994). Eines der Ziele der vorliegenden Arbeit ist es, diese Aussage für die beiden untersuchten Komposite Clearfil APX (Hybridkomposit) und Ceram X Mono (Ormocer) zu überprüfen.

1.1.4.1 Mechanische Kenngrößen

Die Biegefestigkeit σ , gemessen in megaPascal [MPa], ist ein Maß für die spontane Belastbarkeit eines Materials bei einmalig steigender Krafteinwirkung bis zum Bruch. Bei dem genormten Biegeversuch liegt die Hauptbelastung während der Durchbiegung des Prüfkörpers auf der konvexen, also dem Druckpunkt gegenüberliegenden, Seite (Eichner 1985). Die Oberflächenqualität dieser Zone ist für das Messergebnis entscheidend. Die Mindestbiegefestigkeit für ein zahnärztliches Komposit liegt gemäß EN ISO 4049 bei 80 MPa.

Der Elastizitätsmodul E, gemessen in gigaPascal [GPa], ist ein Maß für die Verformung eines Materials. Je größer der Elastizitätsmodul eines Materials ist, desto kleiner ist die Biegung, die ein Prüfkörper vor dem Bruch erfährt (Eichner 1985). Ein Material mit hohem Elastizitätsmodul erscheint also spröder und weniger elastisch als ein Material mit niedrigem Elastizitätsmodul und ist damit formstabiler. Je höher der Füllstoffgehalt, desto höher ist auch der Elastizitätsmodul eines Komposits (Ruyter 1988).

1.1.4.2 Materialalterung

Nach Wasserlagerung nehmen sowohl die Biegefestigkeit als auch der Elastizitätsmodul in geringem Umfang ab (Rosin 1998). Eine Erklärung dafür ist, dass die kleinen und gleichzeitig stark dipolaren Wassermoleküle mit der Zeit in die Polymermatrix diffundieren (Bastioli 1990, Kalachandra 1989) und zu einer Volumenvergrößerung führen (Söderholm 1988). Obschon die Füllungskörper keine Wassermoleküle binden, wird dadurch das Kompositmaterial wahrscheinlich insgesamt in geringem Maß destabilisiert. Auch die Löslichkeit des Materials, die ebenfalls zum Abfall von Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul führt, nimmt mit der Zeit zu. In der Literatur wird berichtet, dass sie u.a. mit dem Gehalt an unpolymerisierten Matrixmonomeren ansteigt (Soltesz 1984), also eine Folge von unvollständiger Polymerisierung ist (Pearson 1989). Es wurde gezeigt, dass die Löslichkeit lighthärtender Komposite in Wasser durch eine verlängerte Aushärtungszeit signifikant niedriger wird (Luckenbach 1990).

Auch für die Wasseraufnahme und die Wasserlöslichkeit wurden für Hybrid- und Ormocerkomposite ähnliche Werte berichtet (Palin 2005). Es ist ebenfalls eines der Ziele der vorliegenden Arbeit, dieses für die beiden untersuchten Komposite Clearfil APX und Ceram X Mono zu überprüfen. Dazu werden die Probekörper zur Alterssimulation einem Thermolastwechsel unterworfen (5000 Zyklen in + 5°C und +55 °C Wasser).

1.1.4.3 Oberflächenbehandlung

In der Praxis werden Kompositfüllungen mit Überschuss modelliert, um der Polymerisationsschrumpfung und der Sauerstoffinhibierung entgegenzuwirken. Die zunächst noch unvollständig polymerisierte Oberfläche der Füllung wird durch Schleifen mit geeigneten harten Materialien wie Hartmetall- oder Diamantinstrumenten abgetragen und abschließend mit Korngrößen von ca. 25 µm geglättet (Kunzelmann 2000). Um die Oberflächen der in dieser Arbeit verwendeten Prüfkörper von 2 mm Dicke nicht schleifen zu müssen (was eine Ungleichbehandlung der Proben bedeuten hätte), wurde das Material in den Prüfkörperformen noch vor der Lighthärtung mit sauerstoffdichter, lichtdurchlässiger Folie abgedeckt.

1.2. Problemstellung

Ziel dieser Arbeit ist es, die Festigkeitseigenschaften moderner Füllungskomposite in Abhängigkeit von der Polymerisationslampe sowie der Polymerisationszeit zu bestimmen. Hierzu werden zwei handelsübliche Komposite bei konstanter Bestrahlung verwendet.

Hierbei sind folgende Fragestellungen zu klären:

- Welchen Einfluss haben die Lampe und die Zeit auf die Biegefestigkeit (jeweils vor und nach dem Thermolastwechsel nach EN ISO 4049)?
- Welchen Einfluss haben die Lampe und die Zeit auf den Elastizitätsmodul (jeweils vor und nach dem Thermolastwechsel nach EN ISO 4049)?
- Gibt es signifikante Unterschiede zwischen den Kompositen?
- Ist die Generation der LED-Polymerisationslichtgeräte in der Effektivität vergleichbar mit der der Halogenlichtgeräte?
- Ist es möglich durch die höhere Lichtleistung des LED-Lichtgerätes die Bestrahlungszeit zu verkürzen?

Die erhaltenen Resultate sollen darüber entscheiden, inwiefern die Art des Polymerisationslichtgerätes sowie die Dauer der Aushärtung die Biegefestigkeit und den Elastizitätsmodul des Komposits beeinflussen, um bei der Auswahl und Anwendung der verfügbaren Arbeitsmittel und Werkstoffe gute Behandlungserfolge zu ermöglichen.

2 Material und Methode

2.1. Beschreibung der untersuchten Materialien und Lichtgeräte

Bei den hier durchgeführten Versuchen wurden die Komposite Clearfil AP-X und Ceram X Mono sowie die Lichtgeräte SmartLite PS und Hilux Ultra Plus verwendet. Die Bestrahlungszeiten waren 10 s, 20 s und 60 s. Die Bestrahlungsart war konstant. Alle Angaben zu den verwendeten Materialien und der Lichtgeräte sind den Herstellerinformationen entnommen.

2.1.1 Clearfil AP-X

Clearfil AP-X, Hersteller: Kuraray Medical Inc., Kurashiki, Japan, ist ein lichthärtendes, röntgenopakes Hybridkomposit.

Zusammensetzung:

silanisiertes Bariumglas

silanisiertes, kolloidales Siliziumdioxid

silanisiertes Siliziumdioxid

Bis- GMA

TEGDMA

Kampferchinon

Der Füllstoffgehalt an Bariumglaspartikeln beträgt 85,5 Massen- % (70 Volumen- %).

Das Material hat eine Polymerisationsschrumpfung von ca. 1,9 %.

Indikation: Front- und Seitenzahnbereich

Chargen-Nr.: 01122 B

Farbe: A3 (erhältlich in 11 VITA- Farben)

2.1.2 Ceram X Mono

Ceram X Mono, Hersteller: Dentsply De Trey GmbH, Kontanz, Deutschland, ist ein lichthärtendes, röntgenopakes Nanopartikel Füllungsmaterial.

Zusammensetzung:

Methacrylat-modifiziertes Polysiloxan

Dimethacrylat-Harz

Fluoreszenzpigment

UV-Stabilisator

Stabilisator

Kampferchinon

Ethyl-4-(dimethylamino)benzoat

silanisieretes Barium-Aluminium-Borosilikat-Glas

silanisierter Siliziumdioxid-Nanofüllstoff

Eisenoxid-, Titanoxid- und Aluminiumsulfosilikat-Pigmente je nach Farbe

Der Füllstoffgehalt beträgt 76 Massen- % (57 Volumen- %).

Chargen-Nr.: 05110000198

Farbe: M5 = A3 (kombinierbare Farbsysteme)

Farben M1 bis M7; sieben Farben mittlerer Transluzenz

Indikation: Front- und Seitenzahnbereich

2.1.3 SmartLite PS

SmartLite PS, Hersteller: Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Deutschland, ist ein kabelloses Hochleistungs-LED-Lichtgerät.

Merkmale:

5-Watt Leuchtdiode (LED)

Mittlere Lichtleistung 900 mW/cm² (CureRite Messgerät)

Wellenlängenbereich: 450 nm – 490 nm

Standardbelichtungszeit von 10 Sekunden

Lichtaustrittsfenster – Durchmesser 8 mm

Abmessungen des Lampenkörpers: Länge: 159 mm, Breite: 28 mm

Abmessungen des LED Aufsatzes: Länge: 93 mm, Breite: 14 mm

2.1.4 Hilux Ultra Plus

Hilux Ultra Plus, Hersteller: Benlioglu Inc., Ankara, Türkei, ist ein Halogenlichtgerät.

Merkmale:

81 Watt Hallogenlampe

Mittlere Lichtleistung 500 mW/cm²

Standardbelichtungszeit von 10 Sekunden

Lichtaustrittsfenster – Durchmesser 11 mm

2.2. Prüfung der Lichtgeräte

Vor Beginn jeder Prüfkörperherstellung war die Leistung der Polymerisationslampen zu prüfen, damit eine Bestrahlung der Prüfkörper mit gleicher Intensität gewährleistet wurde. Hierzu war zunächst sicher zu stellen, dass der konstante Bestrahlungsmodus

eingestellt war. Das Lichtaustrittsfenster war stets auf Verunreinigungen zu prüfen und gegebenenfalls zu reinigen. Zuletzt war natürlich auch die Unversehrtheit zu prüfen. Die Leistungen der Lichtgeräte wurden anhand einer Messreihe (10 Messungen) mit dem Lichtmessgerät Curing Light and Heat (IR) Meter (Benlioglu Inc., Ankara, Türkei) aufgenommen.

Der Mittelwert bei **Hilux Ultra Plus** betrug $754 \pm 52 \text{ mW/cm}^2$. Die einzelnen Messwerte sowie die errechneten Mittelwerte befinden sich im Anhang.

Bei der Akku betriebenen Polymerisationslampe **SmartLite PS** standen zwei Geräte zur Verfügung um eine ausreichende Prüfkörperzahl pro Tag herstellen zu können. Der Mittelwert des einen Lichtgerätes betrug $1220 \pm 58 \text{ mW/cm}^2$ und der des anderen $1088 \pm 53 \text{ mW/cm}^2$. Aufgrund der geringen Differenz der Lampenleistung der beiden SmartLite Lichtgeräte wurde zur Polymerisation der Prüfkörper die erste Lampe für die Oberseite und die zweite Lampe für die Unterseite verwendet. Somit wurde gewährleistet, dass jeder Prüfkörper mit annähernd gleicher Leistung bestrahlt wurde. Die Strahlungsdichten und –energien der beiden verwendeten Lichtgeräte sind in Tabelle 4 aufgelistet.

| | Dauer [s] | Strahlungsdichte [mW/cm ²] | Strahlungsenergie [mWs/cm ²] | Spektrum [nm]* |
|-------------------------|-----------|--|--|---|
| Hilux Ultra Plus | 10s | 800 | 8000 | 400-520, flache Verteilung maximum: 520 |
| | 20s | 800 | 1600 | |
| | 60s | 800 | 48000 | |
| Smart Lite PS | 10s | 1200 | 12000 | 450-470 maximum: 460 |
| | 20s | 1200 | 24000 | |
| | 60s | 1200 | 72000 | |

* Wellenlänge des Kampferchinon ist zwischen 360 nm und 550 nm mit einem Absorptionsmaximum von 468 nm (Ilie 2004).

Tabelle 4: Übersicht der Leistungsdaten beider Lichtgeräte

2.3. Prüfkörperherstellung

Die Untersuchungen wurden gemäß der zahnärztlichen Norm EN ISO 4049 vorgenommen. Von jedem getesteten Material wurden 10 Prüfkörper hergestellt. Hierfür wurde eine Form aus nicht rostendem Stahl für die Herstellung von fünf Prüfkörpern mit einer jeweiligen Abmessung von $(25 \pm 2 \text{ mm}) \times (2 \pm 0,1 \text{ mm}) \times (2 \pm 0,1 \text{ mm})$ verwendet. Die Prüfkörperform ist mit den eingelegten Metallstäben in Abbildung 5 gezeigt.

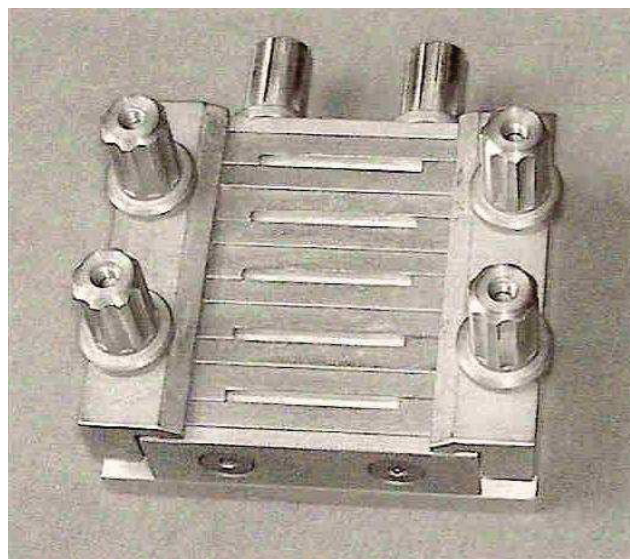


Abb. 5: Form zur Prüfkörperherstellung

Sie hat an jeder Seite zwei Gewindebohrungen mit Feststellschrauben. Die Auflagefläche der Bodenplatte für die Prüfkörper wurde bei der Prüfkörperherstellung mit einer 50 μm starken Polyesterfolie abgedeckt. Hierauf wurden dann 10 speziell geformte Metallstäbe so aufgelegt, dass sie fünf Hohlräume in Form der Prüfkörper in den gewünschten Abmessungen ergaben. Durch die Anordnung war es möglich, problemlos die Prüfkörper aus der Form zu lösen. Die Innenseiten der Metallstäbchen, die in Kontakt mit dem zu prüfenden Material treten, wurden hauchdünn mit einem Teflontrennmittel bestrichen, um ein Anhaften des zu prüfenden Materials zu vermeiden. Das entsprechende Füllungsmaterial wurde nun mittels eines Kunststoffspatels so in die Hohlräume gefüllt, dass sie gerade leicht überfüllt waren. So wurden Unterschüsse sowie auch zu große Überschüsse, die zu starken Pressfahnen führen, vermieden. Die gesamten Oberflächen der noch nicht

ausgehärteten Prüfkörper wurden nun ebenfalls mit einer 50 µm starken Polyesterfolie abgedeckt. Dann wurde eine Metallabdeckplatte aus rostfreiem Stahl aufgelegt und in einer manuellen Presse gepresst, um eine gute Verdichtung des zu prüfenden Materials zu gewährleisten. Die Metallplatte wurde anschließend entfernt.

Die Austrittsöffnung des Bestrahlungsgerätes wurde gemäß EN ISO 4049 in der Mitte des Probekörpers auf die Folie gesetzt. Dieser Bereich wurde nun für 10 s, 20 s oder 60 s bestrahlt. Die Austrittsöffnung wurde zum nächsten Bereich neben der Mitte bewegt, wobei der vorherige Bereich um den halben Durchmesser der Austrittsöffnung überlappte. Der neue Bereich wurde wiederum für 10 s, 20 s oder 60 s bestrahlt. Der Vorgang wurde so lange fortgesetzt, bis die gesamte Länge des Probekörpers bestrahlt worden war. Insgesamt wurden so jeweils fünf Messpunkte mit 10s, 20s und 60s pro Oberseite bestrahlt.

Nun konnten die Feststellschrauben gelöst, die gesamte Form bestehend aus allen fünf Stäbchen umgedreht und die Bodenplatte entfernt werden. Der Bestrahlungsvorgang wurde nun auf der Unterseite der Prüfkörper wiederholt. Nach dem Polymerisieren wurden die Prüfkörper aus der Form genommen und alle Pressfahnen mittels Schmirgelpapier vorsichtig entfernt. Es wurde dabei darauf geachtet, dass die Kanten der Prüfkörper nicht beschädigt wurden.

Insgesamt wurden auf diesem Weg 240 Prüfkörper (plus Reserve) für die durchzuführenden Messreihen hergestellt. Dabei wurden 120 Prüfkörper unter Verwendung von Clearfil AP-X und 120 Prüfkörper mit dem Material Ceram X Mono hergestellt. Diese wurden wiederum jeweils zur Hälfte mit den zwei für die Messreihen zur Verfügung stehenden Lichtgeräten Smart Lite PS und Hilux Ultra Plus bestrahlt.

Abbildung 6 zeigt eine Übersicht der Messreihen mit der Anzahl der verwendeten Prüfkörper für das jeweilige Material und verwendete Lichtgerät.

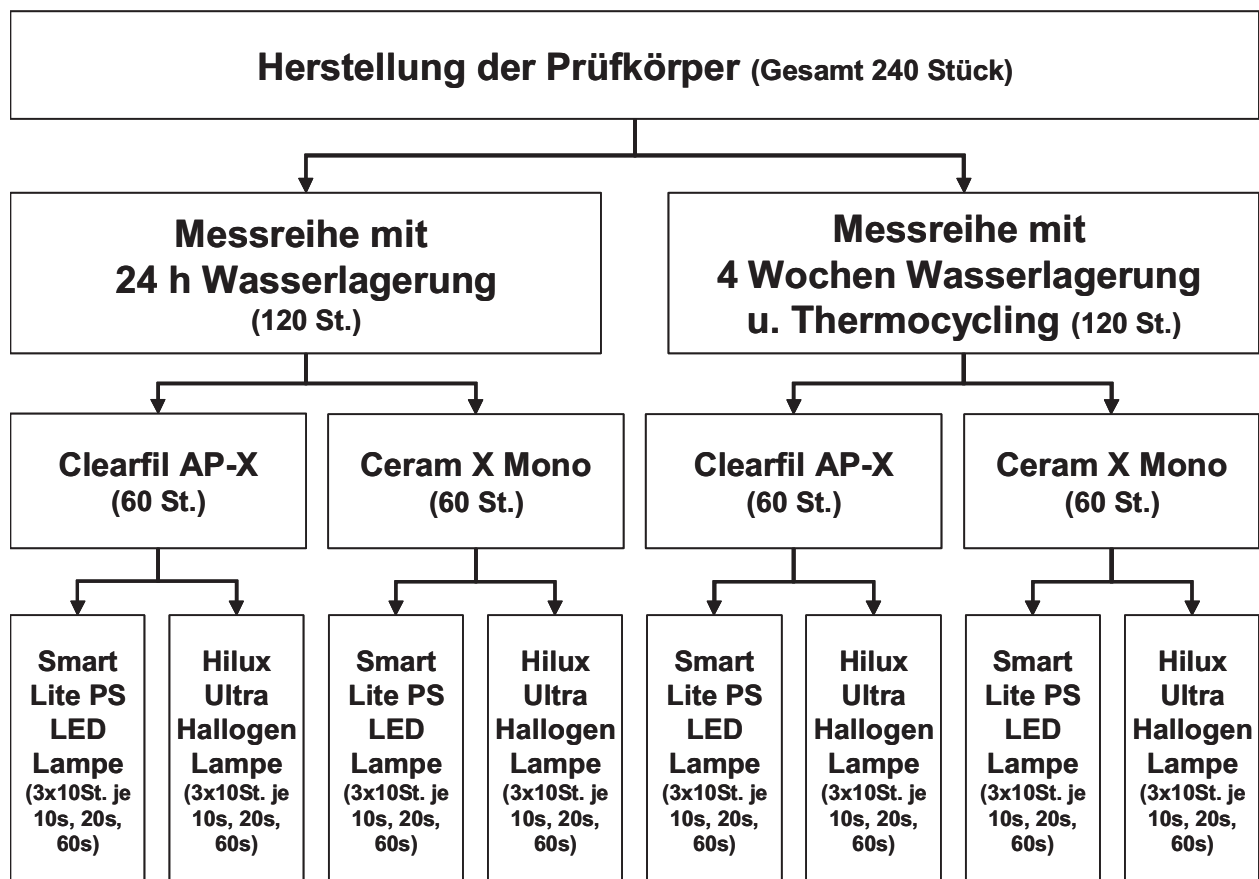


Abb. 6: Übersicht über die Messreihen.

Um auch einen Einfluss des zeitlichen Faktors zu bekommen wurden die Prüfkörper mit zwei verschiedenen Messreihen geprüft (nach 24 Stunden und nach vier Wochen Wasserlagerung mit nachfolgendem Thermolastwechsel).

2.3.1 Prüfkörperlagerung 24 h

Die Messung der ersten Messreihe erfolgte nach 24 Stunden Lagerung in destilliertem Wasser bei $37 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$.

2.3.2 Prüfkörperlagerung vier Wochen mit Thermolastwechsel

Hier wurden die Prüfkörper zunächst vier Wochen lang bei $37 \text{ }^\circ\text{C}$ in destilliertem Wasser gelagert und im Anschluss einem Thermolastwechsel mit 5000 Zyklen

zwischen +5 °C und +55 °C unterworfen. Bei jeder Temperatur betrug die Verweildauer 30 Sekunden. Die Transferdauer betrug jeweils 15 Sekunden.

2.4. Versuchsdurchführung

Die Messungen der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls erfolgten im Dreipunktbiegeversuch. Hierzu wurde die Universalprüfmaschine Model 106.L (Test GmbH, Erkrath, Deutschland) verwendet. Vor dem Einbringen eines Prüfkörpers in die Prüfmaschine wurden zunächst Breite und Höhe des Prüfkörpers mittels einer digitalen Schieblehre (Mitutoyo INC: Kanagawa, Stadt, Japan) mit einer Genauigkeit von $\pm 0,01$ mm gemessen. Der stäbchenförmige Prüfkörper wurde dann auf zwei sich in der Prüfmaschine befindliche walzenförmige Auflagen (Durchmesser 2 mm) aufgelegt. Der Abstand der Achsen dieser Auflagen entsprach mit 20 mm den Anforderungen der EN ISO 4049. Eine dritte Walze ebenfalls mit 2 mm Durchmesser drückte dann die Traverse der Prüfmaschine auf die Mitte des Prüfkörpers. Die Belastung erfolgte mit einer Vorschubgeschwindigkeit von $0,75 \pm 0,25$ mm/min bis zum Bruch des Prüfkörpers.

2.5. Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Bei den konstanten Versuchsbedingungen kann die vom Prüfkörper maximal erzeugte Gegenkraft F zur Berechnung der Biegefestigkeit herangezogen werden.

Die Biegefestigkeit, σ , wird in MPa nach der folgenden Gleichung berechnet (EN ISO 4049):

$$\sigma = \frac{3 F l}{2 b h^2}$$

Dabei ist:

F die maximale auf den Prüfkörper ausgeübte Kraft, in N

l der Abstand zwischen den Auflagern mit einer Genauigkeit von $\pm 0,01$ mm, in mm

b die Breite des Probekörpers unmittelbar vor der Prüfung gemessen, in mm

h die Höhe des Probekörpers unmittelbar vor der Prüfung gemessen, in mm

Der Elastizitätsmodul wird in MPa nach der folgenden Gleichung berechnet:

$$E = \frac{F \cdot l^3}{4 b h^3} \times \frac{F}{Y}$$

Dabei ist: $\frac{F}{Y}$ die Steigung des linearen Teils der Spannungs- Dehnungs- Kurve.

Dieser lineare Teil ist der elastische Teil der Spannungs-Dehnungs-Kurve bei dem die Dehnung bei Wegnahme der äußeren Kraft wieder verschwindet (Dobrinski, Krakau, Vogel 1980).

2.6. Maximale Durchbiegung

Die maximale Durchbiegung der in 4.4 beschriebenen Versuchsdurchführung wurde in mm ermittelt und direkt aus der Spannungs- Dehnungs- Kurve abgelesen.

2.7. Statistische Auswertung

Für die statistischen Auswertungen wurde das Statistikprogramm SPSS 12.0 (SPSS GmbH, München, Deutschland) verwendet. Mittelwerte und Standardabweichungen wurden berechnet. Die Messergebnisse wurden nach Kolmogoroff – Smirnow auf Normalverteilung geprüft. Für jede getestete Eigenschaft wurden die Mehrfachvergleiche mit einer univariaten ANOVA gefolgt von einem Scheffe post-hoc Test berechnet. Die gemessenen Eigenschaften vor und nach Thermolastwechsel wurden mittels eines t-Testes für ungepaarte Stichproben verglichen. Der Korrelationskoeffizient wurde nach Pearson berechnet. Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests mit $p < 0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

3.1. Berechnung der Lichtdosis

Um eine bessere Vergleichbarkeit der Lichtgeräte zu erreichen, wurden die Lichtdosen gemäß der Formel:

„**Lichtdosis = Lichtintensität x Zeit**“ (Althoff 2000)

errechnet und sind je nach Belichtungszeit für die einzelnen Materialien in Tabelle 5 dargestellt.

| | Dauer [s] | Strahlungsdichte [mW/cm ²] | Strahlungsenergie [mWs/cm ²] | Spektrum [nm]* |
|------------------|-----------|--|--|---|
| Hilux Ultra Plus | 10s | 800 | 8000 | 400-520, flache Verteilung maximum: 520 |
| | 20s | 800 | 16000 | |
| | 60s | 800 | 48000 | |
| Smart Lite PS | 10s | 1200 | 12000 | 450-470 maximum: 460 |
| | 20s | 1200 | 24000 | |
| | 60s | 1200 | 72000 | |

* Wellenlänge des Kampferchinon ist zwischen 360 nm und 550 nm mit einem Absorptionsmaximum von 468 nm (Ilie 2004).

Tabelle 5: Berechnung der Lichtdosis

Es hat sich gezeigt, dass mit dem LED-Gerät SmartLight PS mit allen Bestrahlungszeiten wesentlich höhere Lichtdosen erreicht wurden.

3.2. Vergleich der untersuchten Kompositmaterialien und Lichtgeräte

Im Folgenden sind alle Mittelwerte und Standardabweichungen der ermittelten Biegefestigkeiten, Elastizitätsmodule und maximalen Durchbiegungen vor und nach dem Thermolastwechsel (Thermocycling=TC) in Tabelle 6 dargestellt.

| | | Clearfil AP-X | | | | Ceram X Mono | | | |
|----------------------------------|------|------------------|-------------|--------------|-------------|------------------|-------------|--------------|-------------|
| | | Hilux Ultra Plus | | SmartLite PS | | Hilux Ultra Plus | | SmartLite PS | |
| | | 24 h | 5000 TC | 24 h | 5000 TC | 24 h | 5000 TC | 24 h | 5000 TC |
| Biegefestigkeit [MPa] | 10 s | 114 ± 14 | 103 ± 18 | 124 ± 25 | 109 ± 11 | 86 ± 10 | 57 ± 11 | 87 ± 10 | 57 ± 12 |
| | 20 s | 148 ± 33 | 107 ± 17 | 122 ± 22 | 105 ± 18 | 69 ± 15 | 59 ± 9 | 79 ± 9 | 55 ± 8 |
| | 60 s | 125 ± 22 | 100 ± 18 | 131 ± 19 | 116 ± 21 | 74 ± 21 | 63 ± 11 | 86 ± 13 | 58 ± 15 |
| Elastizitätsmodul [MPa] | 10 s | 9550 ± 330 | 12400 ± 800 | 12430 ± 790 | 12660 ± 330 | 6110 ± 350 | 5730 ± 410 | 7190 ± 560 | 7240 ± 860 |
| | 20 s | 11180 ± 640 | 12780 ± 320 | 12100 ± 290 | 15200 ± 990 | 6650 ± 850 | 5560 ± 360 | 6920 ± 860 | 7300 ± 240 |
| | 60 s | 12140 ± 490 | 12560 ± 340 | 13000 ± 640 | 15700 ± 850 | 6810 ± 640 | 6750 ± 290 | 8070 ± 720 | 7010 ± 450 |
| max. Durchbiegung vor Bruch [mm] | 10 s | 0,41 ± 0,07 | 0,27 ± 0,03 | 0,36 ± 0,03 | 0,26 ± 0,03 | 0,51 ± 0,05 | 0,40 ± 0,03 | 0,48 ± 0,04 | 0,31 ± 0,03 |
| | 20 s | 0,39 ± 0,08 | 0,27 ± 0,04 | 0,42 ± 0,05 | 0,29 ± 0,03 | 0,44 ± 0,07 | 0,40 ± 0,03 | 0,42 ± 0,04 | 0,30 ± 0,05 |
| | 60 s | 0,37 ± 0,06 | 0,32 ± 0,03 | 0,36 ± 0,03 | 0,36 ± 0,05 | 0,41 ± 0,06 | 0,30 ± 0,04 | 0,38 ± 0,04 | 0,28 ± 0,06 |

Tabelle 6

Die statistische Analyse zeigt signifikante Unterschiede für Biegefestigkeit, E-Modul und maximaler Durchbiegung zwischen dem Mikrohybrid Clearfil AP-X und dem Ormocer Ceram X Mono vor und nach Thermolastwechsel für alle Bestrahlungszeiten und beide Lichtgeräte (Tabellen 6 bis 10).

Clearfil AP-X hat im Vergleich zu Ceram X Mono insgesamt höhere Werte für Biegefestigkeiten und E-Module. Dies gilt sowohl für alle Bestrahlungszeiten, als auch für beide Lichtgeräte vor und nach Thermolastwechsel (Tabellen 6 bis 8), wobei der Wert für die Biegefestigkeit bei 20 s mit der Halogenlampe ausgehärtet mit 148 MPa der deutlich größte ist (Tabelle 6).

Die mit dem LED-Lichtgerät polymerisierten Probekörper weisen deutlich kleinere Werte für die Biegefestigkeit auf, die nach dem Thermolastwechsel dann noch insgesamt signifikant abfallen, so dass wir hier mit 55 MP bei Ceram X Mono 20 s mit der SmartLite PS ausgehärtet den kleinsten Wert haben (Tabellen 6, 7 und 10).

Der Elastizitätsmodul für Clearfil AP- X ist signifikant größer als der für Ceram X Mono, zudem wird er bei dem Mikrohybrid bei zunehmender Zeit noch signifikant größer (Tabellen 6 u. 7). Während nach dem Thermolastwechsel die E-Modul Werte bei Clearfil AP-X sogar noch ansteigen, bleiben sie bei Ceram X Mono konstant oder fallen ab. Ein Anstieg des E-Moduls nach dem Thermolastwechsel ist also nur bei Clearfil AP-X zu beobachten (Tabellen 6 u. 8).

Im Vergleich der Lichtgeräte zeigen sich bei der Halogenlampe Hilux Ultra Plus deutlich kleinere Werte für den E-Modul als bei dem LED-Lichtgerät SmartLite PS (Tabelle 6). Die maximale Durchbiegung ist für Clearfil AP-X signifikant kleiner als für Ceram X Mono, wenn mit der Halogenlampe ausgehärtet wird. Bei dem LED-Lichtgerät ist keine Signifikanz zu beobachten (Tabellen 6 u. 9). Außer für die Bestrahlungszeit $t = 60$ s mit dem LED- Lichtgerät war die Abnahme der maximalen Durchbiegung bei Bruch nach Thermolastwechsel für beide Polymerisationslampen signifikant. Die maximale Durchbiegung fällt für Ceram X Mono mit steigender Zeit bei beiden Lichtgeräten ab (Tabellen 6, 9 u. 10).

3.2.1 Signifikanzanalyse der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls nach 24h Lagerung in Wasser bei 37°C

| | | Biegefestigkeit nach 24 h in Wasser bei 37°C | | | | | | | | | | | | |
|------------------|---------------|--|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|---------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | | Hilux Ultra Plus | | | | | | Smart Lite PS | | | | | | |
| | | Clearfil AP-X | | | Ceram-X Mono | | | Clearfil AP-X | | | Ceram-X Mono | | | |
| | | 10s | 20s | 60s | 10s | 20s | 60s | 10s | 20s | 60s | 10s | 20s | 60s | |
| Hilux Ultra Plus | Clearfil AP-X | 10s | | 0,253 | 0,999 | 0,402 | 0,005 | 0,028 | 1,000 | 1,000 | 0,960 | 0,499 | 0,001 | 0,405 |
| | | 20s | 0,002 | | 0,841 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,794 | 0,681 | 0,980 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | | 60s | 0,000 | 0,497 | | 0,031 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 0,049 | 0,003 | 0,031 |
| | Ceram-X Mono | 10s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | | 0,965 | 0,999 | 0,043 | 0,079 | 0,004 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | | 20s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,975 | | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,934 | 1,000 | 0,964 |
| | | 60s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,875 | 1,000 | | 0,001 | 0,002 | 0,000 | 0,996 | 1,000 | 0,999 |
| Smart Lite PS | Clearfil AP-X | 10s | 0,000 | 0,081 | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | | 1,000 | 1,000 | 0,066 | 0,004 | 0,044 |
| | | 20s | 0,000 | 0,600 | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,999 | | 1,000 | 0,117 | 0,010 | 0,080 |
| | | 60s | 0,000 | 0,000 | 0,667 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,971 | 0,481 | | 0,007 | 0,000 | 0,004 |
| | Ceram-X Mono | 10s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,203 | 0,974 | 0,999 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | | 1,000 | 1,000 |
| | | 20s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,671 | 1,000 | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | | 1,000 |
| | | 60s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,013 | 0,071 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,546 | 0,131 | |
| | | Elastizitätsmodul nach 24 h in Wasser bei 37°C | | | | | | | | | | | | |

Tabelle 7: Signifikanzanalyse für Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul in Abhängigkeit von Bestrahlungsdauer und Lichtgerät nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C ($p < 0.05$)

3.2.2 Signifikanzanalyse der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls nach Thermolastwechsel

| | | Biegefestigkeit nach 5000 TC | | | | | | | | | | | | |
|--------------------------------|---------------|------------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|---------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | | Hilux Ultra Plus | | | | | | Smart Lite PS | | | | | | |
| | | Clearfil AP-X | | | Ceram X Mono | | | Clearfil AP-X | | | Ceram X Mono | | | |
| | | 10s | 20s | 60s | 10s | 20s | 60s | 10s | 20s | 60s | 10s | 20s | 60s | |
| Hilux Ultra Plus | Clearfil AP-X | 10s | | 1,000 | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | 1,000 | 0,967 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | | 20s | 0,998 | | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | 1,000 | 0,999 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | | 60s | 1,000 | 1,000 | | 0,000 | 0,000 | 0,002 | 0,999 | 1,000 | 0,869 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | Ceram X Mono | 10s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | | 1,000 | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | | 20s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | | 60s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,156 | 0,037 | | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| Smart Lite PS | Clearfil AP-X | 10s | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | | 1,000 | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | | 20s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | | 0,993 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | | 60s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,983 | | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | Ceram X Mono | 10s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,001 | 0,000 | 0,979 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | | 1,000 | 1,000 |
| | | 20s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,941 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | | 1,000 |
| | | 60s | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 0,014 | 0,002 | 1,000 | 0,000 | 0,000 | 0,000 | 1,000 | 1,000 | |
| Elastizitätsmodul nach 5000 TC | | | | | | | | | | | | | | |

Tabelle 8: Signifikanzanalyse für Biegefestigkeiten und Elastizitätsmodule in Abhängigkeit von Bestrahlungsdauer und Lichtgerät nach 5000 TC zwischen + 5 und + 55 °C ($p < 0,05$)

3.2.3 Signifikanzanalyse der maximalen Durchbiegung für beide Testmaterialien bei 24h Lagerung und nach Thermolastwechsel

| | | maximale Durchbiegung nach 24h in Wasser bei 37°C | | | | | | | | | | | | |
|---|---------------|---|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|---------------|--------------|-------|--------------|--------------|-------|--------------|
| | | Hilux Ultra Plus | | | | | | Smart Lite PS | | | | | | |
| | | Clearfil AP-X | | | Ceram X Mono | | | Clearfil AP-X | | | Ceram X Mono | | | |
| | | 10s | 20s | 60s | 10s | 20s | 60s | 10s | 20s | 60s | 10s | 20s | 60s | |
| Hilux Ultra Plus | Clearfil AP-X | 10s | | 1,000 | 0,998 | 0,145 | 1,000 | 1,000 | 0,988 | 1,000 | 0,937 | 0,691 | 1,000 | 1,000 |
| | | 20s | 0,889 | | 1,000 | 0,039 | 0,983 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 0,338 | 0,999 | 1,000 |
| | | 60s | 0,883 | 1,000 | | 0,006 | 0,879 | 1,000 | 1,000 | 0,992 | 1,000 | 0,114 | 0,997 | 1,000 |
| | Ceram X Mono | 10s | 0,877 | 0,041 | 0,039 | | 0,694 | 0,098 | 0,003 | 0,275 | 0,001 | 1,000 | 0,383 | 0,020 |
| | | 20s | 0,044 | 0,000 | 0,000 | 0,943 | | 0,999 | 0,762 | 1,000 | 0,600 | 0,987 | 1,000 | 0,965 |
| | | 60s | 1,000 | 0,993 | 0,993 | 0,611 | 0,011 | | 0,998 | 1,000 | 0,992 | 0,569 | 1,000 | 1,000 |
| Smart Lite PS | Clearfil AP-X | 10s | 1,000 | 0,869 | 0,863 | 0,930 | 0,080 | 1,000 | | 0,970 | 1,000 | 0,060 | 0,931 | 1,000 |
| | | 20s | 0,736 | 1,000 | 1,000 | 0,016 | 0,000 | 0,964 | 0,710 | | 0,916 | 0,841 | 1,000 | 0,999 |
| | | 60s | 1,000 | 0,999 | 0,999 | 0,469 | 0,005 | 1,000 | 1,000 | 0,988 | | 0,024 | 0,842 | 1,000 |
| | Ceram X Mono | 10s | 1,000 | 0,965 | 0,963 | 0,792 | 0,029 | 1,000 | 1,000 | 0,884 | 1,000 | | 0,914 | 0,997 |
| | | 20s | 1,000 | 0,998 | 0,938 | 0,497 | 0,006 | 1,000 | 1,000 | 0,985 | 1,000 | 0,939 | | 1,000 |
| | | 60s | 0,994 | 1,000 | 1,000 | 0,185 | 0,001 | 1,000 | 0,990 | 1,000 | 1,000 | 0,999 | 1,000 | |
| maximale Durchbiegung nach 5000 TC zwischen + 5 und + 55 °C | | | | | | | | | | | | | | |

Tabelle 9: Signifikante Unterschiede der maximalen Durchbiegung in Abhängigkeit von Bestrahlungsdauer und Lichtgerät nach 24h Wasserlagerung und nach 5000TC zwischen +5 und 55+°C ($p < 0,05$)

3.2.4 Signifikanzanalyse der 24h Lagerung und der Lagerung nach Thermolastwechsel

| | | | Biegefestigkeit | E Modul | maximale Durchbiegung |
|------------------|---------------|-----|-----------------|--------------|-----------------------|
| Hilux Ultra Plus | Clearfil AP-X | 10s | 0,124 | 0,000 | 0,000 |
| | | 20s | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | | 60s | 0,001 | 0,057 | 0,015 |
| | Ceram X Mono | 10s | 0,000 | 0,150 | 0,000 |
| | | 20s | 0,181 | 0,000 | 0,099 |
| | | 60s | 0,125 | 0,830 | 0,000 |
| SmartLite PS | Clearfil AP-X | 10s | 0,039 | 0,396 | 0,000 |
| | | 20s | 0,024 | 0,000 | 0,000 |
| | | 60s | 0,038 | 0,000 | 0,980 |
| | Ceram X Mono | 10s | 0,000 | 0,855 | 0,000 |
| | | 20s | 0,002 | 0,156 | 0,000 |
| | | 60s | 0,000 | 0,000 | 0,000 |

Tabelle 10: Signifikante Unterschiede der Biegefestigkeit und E-Module in Abhängigkeit von der Bestrahlungsdauer zwischen der Lagerung in Wasser für 24h und 5000 TC zwischen +5 und 55+°C ($p < 0,05$)

3.2.5 Korrelationsanalysen

Es konnte für alle Materialien keine Korrelation zwischen der Energiedosis und der Biegefestigkeit festgestellt werden.

Die Tabelle 11 zeigt die Korrelationsanalyse der Energiedosis zum Elastizitätsmodul und der maximalen Durchbiegung; sowie der maximalen Durchbiegung zum Elastizitätsmodul und der Biegefestigkeit nach 24h Lagerung im Wasser und nach Thermolastwechsel ($p < 0,05$)

| | Korrelation Energiedosis | | | |
|---------------|--------------------------|-----------------|-------------------|------------------|
| | Elastizitätsmodul [MPa] | | Durchbiegung [mm] | |
| | 24 h | TC | 24 h | TC |
| Clearfil AP-X | 0,593 (P<0,000) | 0,579 (P<0,000) | keine | keine |
| Ceram X Mono | 0,528 (P<0,000) | 0,349 (P<0,000) | -0,591 (P<0,000) | -0,435 (P<0,000) |

| | Korrelation maximale Durchbiegung | | | |
|---------------|-----------------------------------|------------------|-----------------------|-----------------|
| | Elastizitätsmodul [MPa] | | Biegefestigkeit [MPa] | |
| | 24 h | TC | 24 h | TC |
| Clearfil AP-X | -0,411 (P=0,005) | keine | keine | 0,713 (P<0,000) |
| Ceram X Mono | -0,397 (P=0,006) | -0,607 (P<0,000) | 0,447 (P=0,001) | 0,556 (P<0,000) |

Tabelle 11: Korrelationsanalyse der Dosis zum Elastizitätsmodul und der maximalen Durchbiegung; sowie der maximalen Durchbiegung zum Elastizitätsmodul und der Biegefestigkeit nach 24 h Lagerung im Wasser und nach Thermolastwechsel ($p < 0,05$)

Beide Materialien zeigen eine signifikant positive Korrelation zwischen der Energiedosis und dem E-Modul vor und nach Thermolastwechsel (Tabelle 11).

Ceram X Mono zeigt eine signifikant negative Korrelation zwischen der Energiedosis und der maximalen Durchbiegung, sowohl vor als auch nach Thermolastwechsel; Clearfil AP-X aber nicht (Tabelle 11).

Während Ceram X Mono eine negative Korrelation zwischen der maximalen Durchbiegung und dem Elastizitätsmodul sowohl vor als auch nach dem Thermolastwechsel aufweist, gilt dies für Clearfil AP-X nur bei 24-stündiger Lagerung. Clearfil AP-X zeigt keine Korrelation nach dem Thermolastwechsel (Tabelle 11).

Eine positive Korrelation zwischen der maximalen Durchbiegung und der Biegefestigkeit zeigt sich für Ceram X Mono, sowohl vor als auch nach Thermolastwechsel. Für Clearfil AP-X zeigt sich diese nach Thermolastwechsel ebenfalls, aber nicht nach 24-stündiger Lagerung (Tabelle 11).

Es wurde keine Korrelation zwischen den Lichtgeräten festgestellt.

4 Diskussion

4.1. Diskussion der Methode

Die EN ISO 4049 legt Prüfverfahren und Normwerte fest, so dass Prüfungen von Materialien standardisiert ablaufen und miteinander verglichen werden können. Die klinische Relevanz ist allerdings kritisch zu betrachten, da das Polymerisieren wie es hier in dieser Studie erfolgte (siehe 4.3 Prüfkörperherstellung), überlappend und beidseitig, oral gar nicht umzusetzen ist. Die Biegefestigkeit wurde gemäß EN ISO 4049 ermittelt und da die Norm aber keine Angaben für die Untersuchung des Elastizitätsmoduls macht, wurde dieser nach in der Literatur bekannten Verfahren bestimmt (Janda et al. 2006; Rüttermann et al. 2007). Da oben genannte Parameter durch Lichtintensität beeinflusst werden können, war bei der Prüfkörperherstellung eine konstante Leistung beider Lichtgeräte zu gewährleisten. Diese wurden vor Beginn der Prüfkörperherstellung überprüft, um eine konstante Lichtleistung während der Versuchsdauer zu gewährleisten (siehe Anhang A: Konstanzprüfungen). Alle Prüfkörper wurden bei der Herstellung gründlich überprüft. Wurden Oberflächendefekte, wie Blasen und Risse festgestellt, wurden diese Proben verworfen. Dennoch könnten Ergebnisse beeinflusst werden, wenn eine Luftblase oder ein Kantendefekt zur vorzeitigen Fraktur des Prüfkörpers geführt hat. Im Rahmen der statistischen Analyse wurden diese Fehlerquellen allerdings mit berücksichtigt.

Die Biegefestigkeit, der Elastizitätsmodul und die maximale Durchbiegung der beiden untersuchten Komposite werden in den folgenden Abschnitten in Abhängigkeit von der Härtungsdauer, des Lichtgerättyps sowie der anschließenden Lagerung bzw. Thermolastwechsels diskutiert. Im zweiten Abschnitt wird der Aushärtungsprozess durch die unterschiedlichen Lichthärtungsparameter diskutiert. Die Alterungserscheinungen, die aufgrund des Thermolastwechsels beobachtet wurden, werden im dritten Abschnitt diskutiert und der Prozess der Alterung durch Thermolastwechsel näher betrachtet.

4.2. Diskussion der mechanischen Eigenschaften der Komposite

Die Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul sind zweckmäßig für die qualitative Bewertung des Aushärtungsprozesses. Auch liefert die maximale Durchbiegung einige Erkenntnisse über die Elastizität des Materials bzw. der Härte und Sprödigkeit. Diese Studie zeigt, dass die Zusammensetzung der Materialien die Biegefestigkeit, den Elastizitätsmodul und die maximale Durchbiegung beeinflusst (Tabelle 6 - 10).

Dass die Biegefestigkeit eines Komposites vor allem für den Seitenzahnbereich, wo besonders große Kräfte auf die Okklusalfäche eines Zahnes wirken, von besonderer Bedeutung ist, wurde in Kapitel 2.4 bereits erwähnt. Die ISO 4049 regelt zwar die Biegefestigkeit, aber nicht den Elastizitätsmodul. Hier empfiehlt die Literatur einen Elastizitätsmodul von ≥ 10000 MPa (Leinfelder et al. 1999; Janda, Roulet, Latta, Rüttermann 2006). Ein Komposit mit einem niedrigen Elastizitätsmodul wird dem Kaudruck auf Dauer nicht standhalten können.

Das in dieser Studie verwendete Ormocer Ceram X Mono hat bei 60 s mit der SmartLitePS ausgehärtet nach 24h Lagerung einen Mittelwert von 8070 MPa. Da alle anderen Werte für Ceram X Mono deutlich darunter lagen, ist mit Hinblick auf die Empfehlung in der Literatur (Elastizitätsmodul ≥ 10.000 MPa) das Benutzen von Ceram X Mono im Seitenzahnbereich nicht zu empfehlen. Clearfil AP-X erfüllt sowohl die Anforderung der Biegefestigkeit ≥ 80 MPa als auch die Empfehlung für den Elastizitätsmodul ≥ 10.000 MPa vor und nach Thermolastwechsel unabhängig vom verwendeten Lichtgerät.

Ein derartiges Verhalten der Hybridkomposite wurde in der Literatur schon erwähnt und mit unterschiedlichen Füllstoffen begründet (Janda et al. 2006). Auch in der umfassenden Studie von Janda et al. war es ein Hybridkomposit (Surefil), welches den empfohlenen Wert für den Elastizitätsmodul überschritt (vor und nach Thermolastwechsel), während die getesteten Ormocere, Kompomere und dünnfließenden Komposite darunter blieben. Dies wird auch mit dieser Studie bestätigt, da hier ein Hybridkomposit und ein Ormocer verglichen wurden. Die Erkenntnis, dass die mechanischen Eigenschaften nicht nur von der Art der Polymerisation und der Zeit, sondern auch von den chemischen Eigenschaften des Materials abhängen, werden auch von Peutzfeldt et al. (2005) und Sideridou et al. (2002) unterstützt.

Der Füllstofftyp ist bei Ceram X Mono ein silanisierter Siliziumdioxid-Nanofüllstoff und bei Clearfil AP-X ein silanisiertes, agglomeriertes Siliziumdioxid. Dies führt bei Clearfil AP-X mit 85,5 Massen- % (70 Volumen- %) zu einem höheren Füllstoffanteil, als das Ceram X Mono mit 76 Massen- % (57 Volumen- %). Der signifikant höhere Elastizitätsmodul bei Clearfil AP-X gegenüber dem von Ceram X Mono, ist hauptsächlich auf den höheren Füllstoffgehalt zurückzuführen. Die stark negative Korrelation zwischen Elastizitätsmodul und der maximalen Durchbiegung zeigt den Verlust an Elastizität mit Zunahme des Elastizitätsmoduls bzw. mit Zunahme des Füllstoffgehalts. Über die positive Korrelation zwischen Füllern, der Biegefestigkeit oder dem Elastizitätsmodul wie es sich in dieser Studie zeigt, wurde auch schon bei Rodriguez Junior et al. (2007) berichtet.

Auch die organische Matrix weist Unterschiede auf. Während diese bei Clearfil AP-X aus Bis-GMA und TEGDMA besteht, beinhaltet sie bei Ceram X Mono zudem modifiziertes Siliziumdioxid. Diese feinen SiO₂ Partikel machen das Ceram X Mono elastischer. Während die bisher erwähnten Studien auf die Füllstoffgröße eingehen, weist die Studie von Manhart et al. (2000) darauf hin, dass auch die modifizierte organische Matrix einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften haben kann.

4.3. Diskussion der unterschiedlichen Lichthärtungsparameter

Diese Studie untersucht den Einfluss von Halogen und LED-Lichtgeräten auf die Biegefestigkeit, den Elastizitätsmodul und der maximalen Durchbiegung zweier unterschiedlicher Füllungsmaterialien gemäß EN ISO 4049 (2000). Die Emissionsspektren der verwendeten Lichtgeräte sind in Tabelle 5 dargestellt.

Althoff (2000) definiert folgende Überlegung für die optimale Polymerisation eines Materials: Die Polymerisation eines Materials sollte so sein, dass interne Spannungen durch Fließen des Materials vor dem Erreichen des Gelpunktes abgebaut werden können. Eine kurze Aushärtungsdauer wäre sicherlich aus ökonomischen Gründen erwünscht. Nach Althoffs Gleichung: „Lichtdosis = Lichtintensität x Zeit“ (siehe Kapitel 5.1) würde es bedeuten, dass eine Halbierung der Zeit eine Verdopplung der Lichtintensität zur Folge hätte, um die gleiche Lichtdosis zu erreichen. Eine verkürzte Polymerisationszeit wiederum würde, wie oben erwähnt, den Abbau interner

Spannungen negativ beeinflussen. Ebenfalls sollte berücksichtigt werden, dass eine Erhöhung der Lichtintensität in der Nähe der Pulpa eine negative Konsequenz haben könnte. Die SmartLite PS in dieser Studie war mit den Mittelwerten von 1088 und 1220 mW/cm² effektiver gegenüber der Hilux UltraPlus mit einem Mittelwert von 754 mW/cm².

Martin et al. (1998) berichteten, dass um die Matrixkunststoffe zuverlässig zu härten eine Anfangsintensität von mindestens 400 mW/cm² notwendig sei wegen der vielen Spektralanteile, die nicht für die Härtung benötigt würden. Dieser Mindestwert könnte auch aus der unzulänglichen Leistungsdichte der ersten LED-Lichthärtungssysteme abgeleitet werden, die mit 100-200mW/cm² tatsächlich eine unzureichende C=C Konversionsrate erreichten (Martin 1998). In der Studie von Rahiotis et al. (2010) an vier aktuellen hochleistungsfähigen LED-Lichtgeräten wurden identische Konversionsraten für die LED-Lichtgeräte und das Halogenreferenzlichtgerät gemessen. Bezüglich der Mikrohärte erhielten Rahiotis et al. höhere und niedrigere Werte, wie sie sie zuvor schon für ältere Lichtgeräte mit 800mW/cm² erhielten. Sie schließen daraus, dass jede LED-Polymerisationslampe bezüglich ihrer Härtungsperformance sehr individuell ist (Rahiotis 2010). Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten SmartLite PS LED-Lichtgeräte hatten eine gemessene Leistungsdichte zwischen 1088 und 1220 mW/cm². Diese Lichtleistung kann demnach bezüglich der C=C Umsetzungsrate als ausreichend betrachtet werden. Das hier verwendete Halogenlichtgerät Hilux Ultra Plus hatte einen Mittelwert von 754 mW/cm² und sollte somit kritisch betrachtet werden.

Aus einigen Publikationen geht hervor, dass die Energiedichte und die Polymerisationszeit einen signifikanten Einfluss auf den Polymerisationsgrad, die Biegefestigkeit und den Elastizitätsmodul haben (Asmussen et al. 2004; Musanje et al. 2003). Peutzfeldt et al. (2005) fanden in einer Studie für Tetric Ceram einen höheren Polymerisationsgrad, eine höhere Biegefestigkeit und einen höheren Elastizitätsmodul bei steigender Energiedosis. Sie folgerten daraus, dass je größer die Energiedichte, umso größer werden der Polymerisationsgrad und die anderen mechanischen Eigenschaften. Die Tabelle 6 zeigt, dass die größte Energiedosis (SmartLite PS 60s) für alle Testmaterialien den größten Elastizitätsmodul aufweist. Dieses Ergebnis bestätigt die Literatur.

Für den Elastizitätsmodul wurde in dieser Studie zwar eine positive Korrelation zur Energiedosis für beide Materialien vor und nach Thermolastwechsel festgestellt (Tabelle 11), für die Biegefestigkeit allerdings nicht, was vielleicht auf die begrenzte Anzahl der Probekörper in dieser Studie zurück zu führen ist. Der kleinere Korrelationswert für Ceram X Mono nach Thermolastwechsel (0.35, $p < 0.0000$) deutet darauf hin, dass der Elastizitätsmodul nicht linear zur Energiedosis ansteigt, wie es auch die Peutzfeldt Studie berichtet. In Tabelle 11 sieht man, dass die Energiedosis zur maximalen Durchbiegung bei Ceram X Mono negativ korreliert und dies entspricht ebenfalls der Erkenntnis der Peutzfeldt Studie. Es wurde keine Korrelation zwischen den Lichtgeräten festgestellt. Diese Erkenntnis unterstützt die Literatur, die aussagt, dass LED-Lichtgeräte effektiver sind als Halogengeräte (Soh et al 2004; Stahl et al. 2000; Campregher et al. 2007) Die größere Effektivität der LED-Lichtgeräte wird in dieser Studie auch dadurch gezeigt, dass die mit ihnen bestrahlten Materialien einen höheren Elastizitätsmodul erzielten.

4.3.1 Abschließender Vergleich zwischen LED und Halogenlampe

Bei den neueren Polymerisationsgeräten wird von den früher empfohlenen 40 Sekunden Belichtungszeit zunehmend abgewichen. Heute werden 20 Sekunden für die Belichtung von den Herstellern als genügend propagiert. In der Arbeit von Lussi et al. konnte gezeigt werden, dass alle getesteten LED-Lichtgeräte bei einer Bestrahlung von 20 Sekunden Schichtdicken von mindestens 2 mm genügend polymerisierten, sofern die Lichtquelle möglichst nah an der Kompositoberfläche platziert wurde (Lussi 2005). In der Studie von Lussi et al. wurden noch drei weitere LED-Polymerisationsgeräte (Ultralume 5, Ultradent, South Golden, USA; the Cure, Spring Health, USA; Rarii, SDI, Vistria, Australien), getestet und mit gleichen Resultaten ausgewertet (2005).

Vergleichbare Resultate hat die Studie von Mills et al. (2002) ergeben. Ihre Untersuchung hat gezeigt, dass LED-Lichtgeräte genügend Leistung erbringen, um Komposite mit einer Belichtungszeit von 20 Sekunden zu polymerisieren. Falls der Lichtleiter für die Polymerisation 6 mm Abstand zur Kompositoberfläche aufwies, waren bei der Elipar-Freelight-2-Lampe 40 Sekunden Belichtungszeit nötig, um eine ausreichende Polymerisation zu erreichen (Ernst 2004). Im gleichen Versuch erreichte

die Astralis-10-Lampe nach 20 Sekunden Belichtung und bei 5,5 mm Abstand zur Probe eine Polymerisationstiefe von 1,5 mm. Diese vergleichbaren Arbeiten belegen, dass es zwar selbst zwischen den einzelnen LED-Lichtgeräten erhebliche Leistungsunterschiede gibt, jedoch die Polymerisationszeit insgesamt deutlich geringer ist als bei Halogenlampen, um eine ausreichende Aushärtung gewährleisten zu können. In der vorliegenden Arbeit kam das LED-Lichtgerät SmartLite PS zum Einsatz, das auch deutlich effektiver war als die Halogenlampe Hilux Ultra Plus. SmartLite PS zeigte bei beiden Kompositen signifikant höhere Biegefestigkeiten und Elastizitätsmodule bei der empfohlenen Bestrahlungszeit von 20s sowohl vor als auch nach Thermolastwechsel.

Abschließend soll erwähnt werden, dass LED-Lichtgeräte aber nur bedingt empfohlen werden können, da sie unter Umständen bei einem anderen Initiator als Kampferchinon die Aushärtung negativ beeinflussen können. Dies beruht auf den unterschiedlichen Wellenlängen, die von LED- und Halogenlichtgeräten, emittiert werden (siehe Kapitel 2.2.2). Es wäre also zu empfehlen, die Initiatorsysteme den spezifischen Eigenschaften der Lichtgeräte anzupassen. Die Komposite müssen also an die Lichtgeräte angepasst, sowie auch die vom Hersteller empfohlenen Polymerisationszeiten eingehalten werden. Bei einer eventuellen Soft Start Polymerisation muss eine verlängerte Polymerisationszeit berücksichtigt werden. Die vielen Vorteile der LED-Lichtgeräte, wie längere Lebensdauer ohne Leistungseinbuße, geringes Gewicht und kabellose Handhabung, lohnen es, diese Technologie weiter voranzutreiben.

4.4. Veränderung der Eigenschaften durch Thermolastwechsel

Leider mangelt es an Studien, die den Einfluss der Alterung auf Festigkeitseigenschaften eines Komposites beschreiben. In einer Studie von Musanje et al werden jeweils ein Kompomer, ein Glasionomermzement und ein Komposit über mehrere Monate in Wasser und in künstlichem Speichel gelagert, um den Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften zu untersuchen. In dieser Musanje Studie wird gezeigt, dass die Gruppe der Kompomere den von der ISO 4049 empfohlenen Wert von 80 MPa nicht erreichen können. Von Mungsgaard et al wird diese Erkenntnis bestätigt.

In der Studie von Janda et al (2006) wurde neben der einfachen Lagerung in Wasser auch der Einfluss eines Thermolastwechsels (auch 5000 Zyklen, wie in dieser vorliegenden Studie) auf die Probekörper untersucht. Die Ergebnisse zeigen bei keinem der untersuchten Materialien eine signifikante Veränderung des Elastizitätsmoduls. Bei der Biegefestigkeit konnte bei einem Kompomer und einem Ormocer eine Abnahme nach Thermolastwechsel festgestellt werden. Auch in der vorliegenden Studie konnte beim Ormocer Ceram X Mono ein Abfall der Biegefestigkeit nach Thermolastwechsel beobachtet werden. Für den Elastizitätsmodul hingegen wurde hier eine positive Korrelation zur Energiedosis für beide Materialien vor und nach Thermolastwechsel festgestellt (Tabelle 11).

Dass die Wasseraufnahme der Komposite viele Parameter wie u.a. Abrasion, Volumen, Farbe und Biokompatibilität beeinflussen kann, ist aus der Literatur bekannt (Gohring et al. 2002; Martin et al. 2003; Shintani et al. 1985; Hofmann et al. 2002; Ortengren et al. 2001). Ebenfalls ist der Einfluss der Wasseraufnahme auf die Festigkeit der Komposite bekannt (Musanje et al. 2001; Mortier et al. 2004). Dies ist in den o. g. Studien auf den Füllstoff-Anteil der untersuchten Komposite zurück zu führen. In einer Studie von Janda et al. zeigen eine Reihe von Materialien mit ähnlicher organischer Matrix abnehmende Werte für die Wasseraufnahme mit zunehmendem Füllstoffgehalt. Diese Erkenntnis wird in der vorliegenden Studie bestätigt, da Clearfil AP-X mit einem höheren Füllstoff- Anteil von 85,5 Massen- % (70 Volumen- %) nach Thermolastwechsel deutlich bessere Werte aufweist als das Ceram X Mono mit 76 Massen-% (57 Volumen- %).

5 Schlussfolgerung

Von klinischer Relevanz ist, dass aufgrund der Ergebnisse der Einsatz von Ceram X Mono im Seitenzahnbereich kritisch zu betrachten ist. Wie im Kapitel „Diskussion“ bereits erwähnt, sollte laut übereinstimmenden Literaturempfehlungen ein Seitenzahnkomposit für den Elastizitätsmodul einen Mindestwert von 10.000 MPa haben (Yap et al. 2003; Munksgaard et al. 2002), da Komposite mit einem niedrigeren Elastizitätsmodul dem Kaudruck dauerhaft nicht Stand halten können. Das Ormocer Ceram X Mono kann also bei den hier untersuchten physikalischen Eigenschaften nicht an die des Hybridkomposits Clearfil AP-X heranreichen, denn dieser erfüllt die erwünschten Mindestwerte (Tabelle 6).

Der Thermolastwechselfersuch in dieser Arbeit simuliert den Belastungsprozess unter den Bedingungen in der Mundhöhle. Da im Thermolastwechselfersuch im Rahmen dieser Arbeit alle Eigenschaften der Probekörper negativ beeinflusst wurden, lässt dies die Schlussfolgerung zu, dass weitere Entwicklungsarbeiten notwendig sind, um verbesserte Kompositmaterialien zur Verfügung zu stellen, die den Anforderungen der Mundhöhle noch besser gerecht werden.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigen, dass die neuen LED-Polymerisationslichtgeräte deutlich effektiver sind als die Halogenlichtgeräte (Soh et al. 2004; Stahl et al. 2000), so dass durch die höhere Lichtleistung die Bestrahlungszeit deutlich verkürzt werden kann, was in der Praxis sehr vorteilhaft ist. Während bei dem LED-Lichtgerät 20s genügen, benötigt die Halogenlampe 40s. Neben der Zeitersparnis hat das LED-Lichtgerät zudem noch weitere Vorteile, wie beispielsweise eine längere Lebensdauer ohne Leistungseinbuße, ein geringes Gewicht und die kabellose Handhabung.

6 Literaturverzeichnis

- 1 Althoff, O., Hartung, M.: Advances in light curing. *Am. J. Dent.*, (2000), (13, special issue), 77D–81D
- 2 Alvim, H.H., Alecio, A.C., Vasconcellos, W.A., Furlan, M., de Oliveira, J.E., Saad, J.R.: Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dent. Mater.*, (2007), (23), 1245-1249
- 3 Amberg-Schwab, S., Hoffmann, M., Bader, H.: Barrierschichten für Verpackungsmaterialien - Barrierschichten aus anorganisch-organischen Hybridpolymeren. *Kunststoffe* (1996), (86), 660-664
- 4 Arikawa, H., Fujii, K., Kanie, T., Inoue, K.: Light transmittance characteristics of light - cured composite resins. *Dent. Mater.*, (1998), (14), 405-411
- 5 Asmussen, E.: Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J. Dent. Res.*, (1982), (90), 490-496
- 6 Asmussen, E., Peutzfeldt, A.: Flexural strength and modulus of a step-cured resin composite. *Acta Odontol Scand.*, (2004), (62), 87-90
- 7 Attin, T., Vataschki, M., Hellwig, E.: Properties of resin-modified glass ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int.*, (1996), (27), 203-209
- 8 Barros, G.K., Aguiar, F.H., Santos, A.J., Lovadino, J.R.: Effect of different intensity light curing modes on microleakage of two resin composite restorations. *Oper. Dent.*, (2003), (28), 642-648
- 9 Bastioli, C., Romano, G., Migliaresi, C.: Water sorption and mechanical properties of dental composites. *Biomaterials* (1990), (11), 219 – 223
- 10 Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Swift, E.J., Stamatiades, P., Wilkerson, M.: A characterization of first-generation flowable composites. *J. Am. Dent. Assoc.*, (1998), (129), 567-577
- 11 Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J., Leloup, G.: Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent. Mater.*, (2007), (23), 51-59

-
- 12 Boer, W.M.: Überblick über die Möglichkeiten der ästhetischen Zahnheilkunde mit direkten Kompositfüllungen. *Quintessenz*, (1998), (49), 871-881
 - 13 Bowen, R.L.: Properties of a silica reinforced polymer for dental restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, (1963), (66), 57
 - 14 Bowen, R.L.: Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidylmethacrylate. US Patent 3.066.112 (1962), 1-3
 - 15 Braden, M.: *Polymeric dental materials*. Springer Verlag, Heidelberg, (1997), (1), 40-42 und 51-88.
 - 16 Breeding, L.C., Dixon, D.L., Caughman, W.F.: The curing potential of lightactivated composite resin luting agents. *J. Prosthet. Dent.*, (1991), (65), 512-518
 - 17 Campregher, U.B., Samuel, S.M., Fortes, C.B., Medina, A.D., Collares, F.M., Ogliari, F.A.: Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units. *J. Contemp. Dent. Pract.*, (2007), (8), 35-42
 - 18 Chung, K.H.: The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J. Dent. Res.*, (1990), (69), 852-856
 - 19 Chung, K.H., Greener, E.H.: Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resin. *J. Oral Rehabil.*, (1990), (17), 487-494
 - 20 Craig, R.G.: *Restorative Dental Materials*. Mosby, St. Louis, (1997), (10), 33-47, 83-90, 161-182 und 190-191.
 - 21 Dauvillier, B.S., Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Visco-elastic Parameters of Dental Restorative Materials during Setting. *J. Dent. Res.*, (2000), (79), 818
 - 22 Davidson, C.L., de Gee, A.J.: Relaxation of polymerisation contraction stresses by flow in dental composites. *J. Dent. Res.*, (1984), (63), 146-148
 - 23 Davidson, C.L., Feilzer, A.J.: Polymerisation shrinkage and polymerisation shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J. Dent.*, (1997), (25), 435-440

-
- 24 Danesh, G., Davids, H., Kaup, M., Dammaschke, T., Reinhardt, K.J., Ott, K.: Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation. Dtsch. Zahnärztl. Z., (2001), (3), 161-165
 - 25 Dental Liga: Umfrage zu "schnellen" Lichtpolymerisationsgeräten. DZW, (2000), (10), 51-52
 - 26 DGZ / DGZMK: Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich.: Mitteilungen für die Mitglieder der DGZMK und Nachrichten der Akademie Praxis und Wissenschaft, Hanser München (1999), (September), 8-9
 - 27 DGZMK wissenschaftliche Stellungnahme: Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich – Indikation und Lebensdauer. DZZ, (2005), (60), 10
 - 28 Dobrinski, P., Krakau, G., Vogel, A.: Physik für Ingenieure. Teubner Verlag, (1980), (5), 490-491
 - 29 Donly, K.J., Dowell, A., Anixiadas, C., Croll, T.P.: Relationship among visible light source composite resin polymerisation shrinkage and hygroscopic expansion. Quintess Int., (1990), (21), 883-886
 - 30 Dunn, W.J., Bush, A.C.: A comparison of polymerization by light- emitting diode and halogen-based light-curing units. JADA (2002), (133), 335-341
 - 31 Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Hüthig Verlag Heidelberg, (1985), (5), Band 2, 135-171
 - 32 EN ISO 4049: Dentistry - Polymer-based filling, restorative and luting materials. (2000)
 - 33 Ernst, C.P.: Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation - Teil I und II. ZWR Das Deutsche Zahnärzteblatt - Band 5 & 6, (2002), (111), 239-248 und 309-318
 - 34 Ernst, C.P., Heimeier, I., Stender, E., Willershausen, B.: Härtemessungen zur Ermittlung der maximalen Kompositschichtstärke von Klasse-II Füllungen bei Polymerisation von okklusal. Dtsch. Zahnärztl. Z., (2000), (55), 139-144
 - 35 Ernst, C.P., Brand, N., Frommator, U., Rippen, G., Willershausen, B.: Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal micro leakage using soft-start-polymerization. J. Esthet. Restor. Dent., (2003), (15), 93-104

-
- 36 Ernst, C.P., Willershausen, B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. Zahnärztl. Mitt., (2003), (7), 30-42
 - 37 Fan, P.L., Schumacher, R.M., Azzolin, K., Geary, R., Eichmiller, F.: Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. JADA, (2002), (133-4), 429-434
 - 38 Feilzer, A.J., de Gee, A.J., Davidson, C.L.: Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. J. Prosth. Dent., (1988), (59), 297-300
 - 39 Ferracane, J.L., Mitchem, J.C., Condon, J.R., Todd, R.: Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. J. Dent. Res., (1997), (76), 1508-1516
 - 40 Ferracane, J.L., Greener, E.H.: The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. J. Biomed. Mater. Res., (1986), (1), 121- 131
 - 41 Finger, W.: Elastizität von Komposit- Füllungsmaterialien. Dtsch. Zahnärztl. Z., (1975), (30), 345-349
 - 42 Fujibayashi, K., Ishimaru, K., Takahashi, N., Kohno, A.: Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. Dentistry in Japan, (1998), (34), 49-53
 - 43 Gängler, P., Hoyer, I., Krehan, F., Niemalla, S., Weinert, W.: Biologic testing and clinical trial of a visible light-curing composite resin restorative material. Quintess Int., (1990), (21), 833-842
 - 44 Gängler, P., Hoffmann, T., Willershausen, B., Schwenzer, N., Ehrenfeld, M.: Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. Thieme Verlag, Stuttgart, (2005), (2), 177-190
 - 45 Gente, M., Sommer, A.P.: Verringerung der linearen Schrumpfung lichthärtbarer Komposite durch selektive Bestrahlung. Dtsch. Zahnärztl. Z., (1999), (11), 729-731
 - 46 Geurtsen, W.: Kunststofffüllungen - Kariologie und Füllungstherapie. Urban & Schwarzenberg - München, (1999), (4), 177-218

-
- 47 Geurtsen, W., Leyhausen, G.: Chemical-biological interactions of the resin monomer triethyleneglykol-dimethacrylate. *J. Dent. Res.*, (2001), (80), 2046-2050
- 48 Gagliani, M., Fadini, L., Ritzmann, J.M.: Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. *J. Adhes. Dent.*, (2002), (4), 41-47
- 49 Goël Brackett, M., Bouillaguet, S.P., Lockwood, E., Rotenberg, S., Lewis, J.B., Messer, R.L.W., Wataha, J.C.: In vitro cytotoxicity of dental composites based on new and traditional polymerization chemistries. *Journal of Biomedical Materials Research*, (2006), (81B), 397-402
- 50 Hanning, M., Bott, B.: In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent. Mat.*, (1999), (15), 275-279
- 51 Hashinger, D.T., Fairhurst, C.W.: Thermal expansion and filler content of composite resins. *J. Prothet. Dent.*, (1984), (52), 506-510
- 52 Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban und Schwarzenberg, (1995), (3), 122-212
- 53 Hickel, R., Kremers, L., Haffner, C.: Kompomere. *Quintessenz*, (1996), (47), 1581-1589
- 54 Hickel, R.: Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, (1997), (52), 572-584
- 55 Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K.: New direct restorative materials. *International Dental Journal*, (1998), (48), 3-16
- 56 Hofmann, N., Hugo, B., Schubert, K., Kloiber, B.: Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus and hardness of photo activated resin composites. *Clin. Oral Invest.*, (2000), (4), 140-145
- 57 Hofmann, N., Denner, W., Hugo, B., Klaiber, B.: The influence of new light curing units and bonding agents or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. *J. Dent.*, (2003), (31), 383-393

-
- 58 Ilie, N., Hickel, R.: Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesive? *Dental Materials Journal*, (2008), (27), 221
- 59 Ilie, N., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.: Strategien der Lichtpolymerisation und deren Auswirkungen auf die initiale Härte und die Polymerisationstiefe. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, (2004), (59), 398-404
- 60 Janda, R.: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III). *Quintessenz* (1988), (39), 1067-1073, 1243-1253, und 1393-1398
- 61 Janda, R.: Kunststoffverbundsysteme Grundlagen, Anwendungen, Verarbeitung, Prüfung. VCH Verlagsgesellschaft mbH - Weinheim, (1990), (12), 225-229
- 62 Janda, R., Eichner, K., Kappert, H.F.: Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung - Band 1. Hüthig Verlag – Heidelberg, (1996), (6), 173-210
- 63 Janda, R.: Polymerisierbare Füllungsmaterialien. *Der Freie Zahnarzt (DFZ)*, (2007), (5), 37-47
- 64 Janda, R., Roulet, J.F., Latta, M., Rüttermann, S.: The effects of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin-based filling materials. *Dent. Mater.*, (2006), (22), 1103-1108
- 65 Janda, R., Roulet, J.F., Latta, M., Rüttermann, S.: Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, (2007), (82), 545-551
- 66 Kaden, U.: Der Einfluss zweier verschiedener Poliersysteme auf Oberflächenrauigkeit und Randqualität von Black- Klasse-V-Füllungen aus Komposit- und Kompomermaterialien in-vitro. Dissertation, Berlin, (2001)
- 67 Kilambi, H., Cramer, N.B., Schneidewind, L.H., Shah, P., Stansbury, J.W., Bowman, C.N.: Evaluation of highly reactive mono-(meth)acrylates as reactive diluents for BisGMA-based dental composites. *Dent. Mater.*, (2009), (25), 33-38
- 68 Kim, K.H., Park, J.H., Kishi, T.: Microfracture mechanismen of dental resin composites. *J. Dent. Res.*, (1994), (73), 499-504

-
- 69 Kalachandra, S.: Influence of fillers on the water sorption of composites. Dent. Mater., (1989), (4), 283-288
- 70 Kimmel, K.H.: Optimale Arbeitstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung. Zahnärztliche Mitteilungen, (2002), (2), 36-41
- 71 Kollmannsperger P.: Biegefestigkeit von UV- härtenden Komposites. Dtsch. Zahnärztl. Z., (1977), (32), 952-954
- 72 Kollmannsperger P.: Biegefestigkeit von Kompositen nach Wasserlagerung von einem Tag bis drei Monate. Dtsch. Zahnärztl. Z., (1978), (33), 477-479
- 73 Koran, P., Kürschner, R.: Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerisation. J. Dent., (1998), (11), 17-22
- 74 Körner, W.: Physik- Fundament der Technik. VEB Fachbuchverlag Leipzig, (1987), (9), 83-84
- 75 Krämer, N., Pelka, M., Kautetzky, P., Sindel, J., Petschelt, A.: Abrasionsbeständigkeit von Kompomeren und stopfbaren Glasionomern. Dtsch. Zahnärztl. Z., (1997), (52), 186-189
- 76 Krejci, I., Sparr, D., Lutz, F.: Dreischichtiges Lichthärteverfahren mit herkömmlichen Komposit-Kunststoffen für Black-Klasse-II-Restaurationen. Quintess, (1987), 1217-1230
- 77 Kuchling, H.: Physik (Nachschlagewerke für Grundlagenfächer), VEB Fachbuchverlag Leipzig, (1987), (18), 164-165
- 78 Kullmann, W.: Die Oberflächenbeschaffenheit sog. Hybrid-Komposite. Dtsch. Zahnärztl. Z., (1985), (40), 915-921
- 79 Kullmann, W., Pötters, G.: Vergleichende Untersuchungen zum thermischen Expansionskoeffizienten an 50 verschiedenen Kunststoff-Füllungsmaterialien. Dtsch. Zahnärztl. Z., (1984), (39), 96-100
- 80 Lautenbach, E.: Wörterbuch Zahnmedizin. Werner Dausien Verlag - Hanau, (1992), (1), 161, 360 und 821-822

-
- 81 Lehmann, K. M., Hellwig, E.: Zahnärztliche Propädeutik. Urban& Fischer Verlag - München, (2005), (10), 131-145
- 82 Leinfelder, K.F., Bayne, S.C., Swift, E.J. Jr.: Packable composites: overview and technical considerations. *J. Esthet. Dent.*, (1999), (11), 234-249
- 83 Linden, J.J., Swift, E.J., Boyer, D.B., Davis, B.K.: Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J. Dent. Res.*, (1991), (70), 154-157
- 84 Lovell, L.G., Lu, H., Elliott, J.E., Stansbury, J.W., Bowman, C.N.: The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent. Mat.*, (2001), (17), 504-511
- 85 Lu, H., Stansbury, J.W., Nie, J., Berchtold, K.A., Bowman, C.N.: Development of highly reactive mono-(meth)acrylates as reactive diluents for dimethacrylate-based dental resin systems. *Biomaterials*, (2005), (26), 1329–1336
- 86 Luckenbach, T.: Wasseraufnahme, Wasserlöslichkeit und Opazität von 16 Kompositfüllungsmaterialien. Dissertation, Berlin, (1990)
- 87 Lussi, A., Zimmerli, B., Aregger, T., Portmann, P.: Curing capability of halogen and LED light curing units in vitro (in German). *Schweiz Monatsschr. Zahnmed.*, (2005), (115), 1182–1187
- 88 Lutz, F., Cochran, M.A., Mörmann, W.: Adhäsive Restauration- Flop oder Hit? *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, (1984), (94), 1124-1131
- 89 Lutz, F., Krejci, I., Frischknecht, A.: Lichtpolymerisation. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, (1992), (102), 575-582
- 90 Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Imfeld, T.: Komposite - Klassifikation und Wertung. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, (1983), (93), 914-929
- 91 Mahmoodian, M., Pourabbas, B., Arya, A.B.: Preparation and Characterization of Bis-GMA/TEGDMA/Clay Nanocomposites at Low Filler Content Regimes. *Journal of Composite Materials*, (2010), (44), 1379-1395
- 92 Manhart, J., Hollwich, B., Mehl, A., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.: Randqualität von Ormocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, (1999), (54), 89-95

-
- 93 Martin, F.E.: A survey of the efficiency of visible light curing units. *J. Dent.*, (1998), (26), 239-243
- 94 Marxkors, R., Meiners, H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV- Hanser, (1993), (4), 251-258
- 95 van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G.: The clinical performance of adhesives. *J. Dent.*, (1998), (26), 1-20
- 96 Mc Lean, J.W.: Limitation of posterior composite resins and extending their use with glass ionomer cements. *Quintess. Int.*, (1987), (18), 517-529
- 97 Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.H.: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft-start-polymerization. *J. Dent.*, (1997), (25), 321-330
- 98 Mills, R.W., Jandt, K.D., Ashworth, S.H.: Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br. Dent. J.*, (1999), (186), 388-391
- 99 Mills, R.W., Uhl, A., Blackwell, G.B., Jandt, K.D.: High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials - Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomater.*, (2002), (23), 2955-2963
- 100 Moodley, D., Grobler, S.R.: Compomers adhesion and setting reactions. *SADJ*, (2003), (58), 24-28
- 101 Mortier, E., et al.: Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent--resin-based filling material. *Oper. Dent.*, (2004), (29), 669-676
- 102 Munksgaard, E.C.: Changes in expansion and mechanical strength during water storage of a traditional and three modified resin composites. *Acta Odontol Scand.*, (2002), (60), 203-207
- 103 Musanje, L., Darvell, B.W.: Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent. Mater.*, (2003), (19), 531-541

-
- 104 Musanje, L., Shu, M., Darvell, B.W.: Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent. Mater.*, (2001), (17), 394-401
- 105 Owens, B.M., Rodriguez, K.H.: Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. *J. Contemp. Dent. Pract.*, (2007), (8), 43-51
- 106 Palin, Fleming, Burke, Marquis, Randall: The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dent. Mater.*, (2005), (Sep. 21), 852-63
- 107 Payer, M., Arnetzl, G., Bratschko, R.O.: Unterschiedliche Möglichkeiten zur Lichthärtung von Compositen. Zusammenfassung der jüngsten Entwicklungen. *Stomatologie*, (2003), (7), a1-a5
- 108 Pearson, G.J., Longman, C.M.: Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J. Oral Rehabil.*, (1989), (16), 57-61
- 109 Peutzfeldt, A., Asmussen, E.: Hardness of restorative resins: effect of camphorquinone, amine, and inhibitor. *Acta Odontologica Scandinavica*, (1989), (47), 229 - 231
- 110 Peutzfeldt, A., Asmussen, E.: Resin composite properties and energy density of light cure. *J. Dent. Res.*, (2005), (84), 659-662
- 111 Peutzfeldt, A.: Composite resins in dentistry - The monomer systems. *Eur. J. Oral. Sci.*, (1997), (105), 97-116
- 112 Pilo, R., Oelgiesser, D., Cardash, H.S.: A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J. Dent.*, (1999), (27-3), 235-241
- 113 Powell, G.L., Blankenau, R.J.: Laser curing of dental materials. *Dent. Clin. North Am.*, (2000), (44), 923-930
- 114 Rahiotis, Chr., Patsouri, K., Silikas, N., Kakaboura, A.: Curing efficiency of high-intensity light-emitting diode (LED) devices. *Journal of Oral Science*, (2010), (52-2), 187-195

-
- 115 Reeves, G.W., Fitchi, J.G., Hembree, J.H., Puckett, A.D.: Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper. Dent.*, (1995), (20), 230-235
- 116 Ring, M. E.: *Geschichte der Zahnmedizin (Originaltitel: Dentistry)*. Könenmann Verlagsgesellschaft mbH - Köln, (1997), (1), 204-206
- 117 Rodrigues Junior, S.A., Zanchi, C.H., Carvalho, R.V., Demarco, F.F.: Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz. Oral Res.*, (2007), (21), 16-21
- 118 Roeters J., de Kloet, H.: Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit. *Quintessenz*, (1992), (1), 37-46
- 119 Rosin, M.: *Klinische Multi-Center Studie zu dem Ormocer Definite in den Kavitätenklasse I-V*. Universität Greifswald - interner Forschungsbericht, (1998)
- 120 Roulet, J.F.: Zahnfarbene Restaurationen als Amalgam-Alternativen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, (1984), (49), 859-866
- 121 Roulet, J.F.: Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, (1988), (43), 887-892
- 122 Roulet, J.F., Blunck, U.: Probleme und Lösungsansätze der Adhäsivtechnik im Seitenzahnbereich. *Neue Gruppe*, (1996); (9), 10-13
- 123 Roulet, J.F., Roulet-Mehrens, T.K.: The surface roughness of restorative materials and dental tissues after polishing with prophylaxis and polishing pastes. *J. Periodont.*, (1982), (53), 257-266
- 124 Roulet, J.F.: *Degradation of dental polymers*. Karger Verlag, Basel, (1987), 30-36
- 125 Ruyter, I.E.: Composites-characterisation of composite filling materials - reactor response. *Adv. Dent. Res.*, (1988), (2), 122-129
- 126 Sideridou, I., Tserki, V., Papanastasiou, G.: Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate - based dental resins. *Biomaterials*, (2002), (23), 1819- 1829
- 127 Sidhu, S.K., Henderson, L.J. : Dentin adhesion and micro leakage in cervical resin composites. *Am. J. Dent.*, (1992), (5), 240-244

-
- 128 Smeets, R, Meister, J., Meisterjahn, V., Apel, C.: Der Einfluss verschiedener Lichtpolymerisationsgeräte auf die Aushärtung eines Komposits. *Laser Zahnheilkunde*, (2004), (1-4), 245-252
- 129 Söderholm, K.J., Schmidseeder, J.: *Farbatlant der Zahnmedizin - Band 15*, Thieme Verlag, (1998), 85-102, 126-128 und 144-146
- 130 Soh, M.S., Yap, A.U.: Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J. Dent.*, (2004), (32), 321-326
- 131 Soh, M.S., Yap, A.U., Yu, T., Shen, Z.X.: Analysis of degree of conversion of LED and halogen lights using micro-Raman spectroscopy. *Oper. Dent.*, (2004), (29), 571-577
- 132 Soltesz, U., Kaiber, B., Butz, W.: Festigkeits und Abrasionsverhalten von quarzgefüllten Kompositen nach Alterung und Thermocycling. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, (1984), (39), 101-104
- 133 Stahl, F., Ashworth, SH., Jandt, K.D., Mills, R.W.: Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites - flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, (2000), (21), 1379-1385
- 134 Strydom C.: Curing lights- the effects of clinical factors on intensity and polymerisation. *SADJ*, (2002) (5), 181-186
- 135 Sturdevant, J.R., Bayne, S.C., Wilder, A.D., Heymann, H.O., Lisk, M., Foster, E.: 3-year clinical study of a failed condensable posterior composite. *J. Dent. Res.*, (1993), (72 -Spec. Issue), 380 (Abstr.)
- 136 Stutz, F.: Adhäsive Restauration - State of the art. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, (2001), (111), 98-100
- 137 Tarle, Z., Meniga, A., Knezevic, A., Sutalo, J., Ristic, M., Pichler, G.: Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. *J. Oral Rehabilitation*, (2002), (29), 662-667
- 138 Thormann, J., Lutz, F.: Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I und II: Prüfprotokoll. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, (1999), (109), 1191-1197 und 1299-1312

-
- 139 Tian, M., Gao, Y., Liu, Y., Liao, Y., Hedin, E., Fong, H.: Fabrication and Evaluation of Bis-GMA/TEGDMA Dental Resins/Composites Containing Nano Fibrillar Silicate. *Dent. Mater.*, (2008), (24), 235–243
- 140 Turssi, C.P., Ferracane, J.L., Ferracane, L.L.: Wear and fatigue behaviour of nano- structured dental resin composites. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, (2006), (78), 196-203
- 141 Uhl, A., Mills, R.W., Jandt, K.D.: Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*, (2003), (24), 1809-1820
- 142 Vanherle, G., Lambrechts, P., Braem, M.: Erfahrungen mit Komposit-Füllungsmaterialien im Seitenzahnbereich. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, (1989), 664-668
- 143 Viohl, J.: Werkstoffkundliche Untersuchung der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststofffüllungsmaterialien. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, (1974), 442-449
- 144 Wahlen, A.: Die Wirkung verschiedener LED-Geräte auf die Durchhärtungstiefe und die Vickers-Härte verschiedener Composite. Dissertation RWTH Aachen, (2007)
- 145 Wakasa, K., Ikeda, A.: Linear hardening after yielding in binary bis-GMA/TEGDMA resin composites - Effect of filler content and morphology. *J. Mat. Sci. Letters*, (2000), (19), 889-891
- 146 Wataha, J.C., Lockwood, E., Lewis, J., Wesser, L.M.: Biological effects of blue light from dental curing units. *Dent. Mater.*, (2004), (20), 150-157
- 147 Watts, D.C.: Reaction kinetics and mechanics in photopolymerised networks. *Dent. Mater.*, (2005), (21), 27-35
- 148 Wendl, B., Droschl, H., Kern, W.: A comparative study of polymerization lamps to determine the degree of cure of composites using infrared spectroscopy. *Eur. J. Orthod.*, (2004), (26), 545-551
- 149 Wirz, J., Jungo, M., Schmidli, F.: Zahnärztliche Materialien und Werkstoffe auf dem Prüfstand, Quintessenz, (1996), (47), 837-846

-
- 150 Wolter, H., Storch, W., Ott, H.: New organic/ inorganic copolymers (Ormocers) for dental applications. *Mat. Res. Soc. Symp. Proc.*, (1994), (346), 143-149
- 151 Yap, A.U., Soh, M.S., Han, T.T., Siow, K.S.: Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper. Dent.*, (2004), (29), 410-415
- 152 Yue Chr, Tantbirojn D, Grothe RL, Versluis A, Hodges JS, Feigal RJ: The Depth of Cure of Clear Versus Opaque Sealants as Influenced by Curing Regimens. *J Am. Dent. Assoc.*, 2009, 140 (3), 331-338

7 Anhang

Konstanzprüfung der Polymerisationslampen

Hilux Ultra Plus(Halogen)

| (Datum Prüfung) | 11.04. | 13.04. | 19.04. | 20.04. | 21.04. | 11.05. | 12.05. | 15.05. | 16.05. | 18.05. |
|--------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | 738 | 734 | 761 | 874 | 893 | 742 | 788 | 748 | 801 | 795 |
| | 696 | 722 | 732 | 912 | 870 | 725 | 782 | 788 | 724 | 769 |
| | 678 | 720 | 724 | 775 | 846 | 788 | 768 | 773 | 764 | 759 |
| | 705 | 712 | 717 | 810 | 845 | 773 | 762 | 770 | 748 | 745 |
| | 700 | 699 | 707 | 799 | 839 | 768 | 770 | 752 | 743 | 739 |
| | 689 | 693 | 700 | 792 | 824 | 789 | 752 | 768 | 750 | 731 |
| | 683 | 690 | 694 | 791 | 823 | 766 | 736 | 748 | 746 | 718 |
| | 685 | 688 | 693 | 807 | 815 | 760 | 740 | 752 | 742 | 714 |
| | 638 | 678 | 679 | 808 | 827 | 761 | 742 | 750 | 770 | 702 |
| | 647 | 669 | 689 | 797 | 830 | 748 | 810 | 765 | 765 | 708 |

Mittelwert 754 Standardabweichung Hillux 52,4

SmartLite PS (LED) Nr. 1

| (Datum Prüfung) | 21.04. | 09.05. | 10.05. | 11.05. | 12.05. | 15.05. | 16.05. | 17.05. | 18.05. | 19.05. | 20.05. |
|--------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | 1030 | 1086 | 1125 | 1127 | 1197 | 1029 | 1060 | 1055 | 1041 | 1099 | 1120 |
| | 1026 | 1020 | 1250 | 1123 | 1123 | 1096 | 1035 | 1068 | 1115 | 1103 | 1280 |
| | 1132 | 1015 | 1265 | 1084 | 1080 | 1099 | 1122 | 1073 | 1040 | 1045 | 1140 |
| | 1041 | 1020 | 1165 | 1163 | 1050 | 1078 | 1050 | 1111 | 1205 | 1042 | 1205 |
| | 1078 | 1053 | 1150 | 1077 | 1150 | 1022 | 1040 | 1130 | 1112 | 1072 | 1180 |
| | 1067 | 1036 | 1053 | 1027 | 1030 | 1038 | 1110 | 1145 | 1100 | 1068 | 1155 |
| | 1027 | 1035 | 1133 | 1096 | 1025 | 1050 | 1105 | 1130 | 1068 | 1108 | 1088 |
| | 1108 | 1038 | 1060 | 1112 | 1101 | 1030 | 1090 | 1048 | 1100 | 1048 | 1090 |
| | 1028 | 1027 | 1085 | 1085 | 1080 | 1041 | 1080 | 1023 | 1070 | 1052 | 1072 |
| | 1080 | 1043 | 1135 | 1105 | 1100 | 1058 | 1148 | 1115 | 1080 | 1055 | 1060 |

Mittelwert 1088 Standardabweichung LED 1 53,0

SmartLite PS (LED) Nr. 2

| (Datum Prüfung) | 24.04. | 09.05. | 10.05. | 11.05. | 12.05. | 15.05. | 16.05. | 17.05. | 18.05. | 19.05. | 20.05. |
|--------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | 1221 | 1225 | 1228 | 1291 | 1320 | 1288 | 1259 | 1260 | 1265 | 1252 | 1250 |
| | 1210 | 1107 | 1241 | 1216 | 1350 | 1187 | 1190 | 1300 | 1252 | 1268 | 1248 |
| | 1144 | 1111 | 1210 | 1260 | 1250 | 1180 | 1173 | 1214 | 1305 | 1305 | 1225 |
| | 1137 | 1133 | 1185 | 1182 | 1150 | 1187 | 1168 | 1205 | 1280 | 1261 | 1265 |
| | 1121 | 1193 | 1148 | 1280 | 1245 | 1205 | 1098 | 1155 | 1283 | 1271 | 1280 |
| | 1184 | 1166 | 1135 | 1264 | 1310 | 1241 | 1112 | 1160 | 1278 | 1240 | 1215 |
| | 1164 | 1125 | 1120 | 1314 | 1258 | 1264 | 1170 | 1200 | 1168 | 1239 | 1280 |
| | 1204 | 1152 | 1152 | 1274 | 1248 | 1242 | 1280 | 1175 | 1150 | 1268 | 1298 |
| | 1170 | 1146 | 1125 | 1243 | 1253 | 1253 | 1235 | 1215 | 1246 | 1270 | 1310 |
| | 1150 | 1210 | 1135 | 1236 | 1248 | 1218 | 1200 | 1200 | 1230 | 1289 | 1300 |

Mittelwert 1.220 Standardabweichung LED 2 57,6

Messergebnisse

Bestrahlung von beiden Seiten

Messergebnisse, 24 h, 27 °C

Berechnung der Biegefestigkeit nach ISO 4049

Formel:
$$\sigma = \frac{3F_{\max} \cdot L}{2b \cdot h^2}$$

σ in MPa = Biegefestigkeit
 F_{\max} in N = Maximalkraft beim Versagen
 L in mm = Abstand zwischen den Auflagern (hier 20 mm)
 b in mm = Breite des Prüfkörpers
 h in mm = Höhe des Prüfkörpers

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|--------------------------|------------------|-------|-------------|--|--------------|
| Material: | CAPX | (Clearfil AP-X-Kuraray) | | | | | |
| Lampe: | Halogen | (Hilux Ultra- Benlioglu) | | | | | |
| P.Zeit: | 10s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 23,50 | $\sigma =$ | | 89,0 |
| 2. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 26,90 | $\sigma =$ | | 102,9 |
| 3. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 25,70 | $\sigma =$ | | 97,3 |
| 4. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 34,60 | $\sigma =$ | | 131,1 |
| 5. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 34,20 | $\sigma =$ | | 128,9 |
| 6. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 28,80 | $\sigma =$ | | 108,5 |
| 7. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 32,50 | $\sigma =$ | | 122,5 |
| 8. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 32,30 | $\sigma =$ | | 123,6 |
| 9. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 32,70 | $\sigma =$ | | 125,1 |
| 10. Messung | 1,99 | 1,96 | Fmax = | 28,30 | $\sigma =$ | | 111,1 |
| | | | | | Mean | | 114,0 |
| | | | | | sd | | 14,4 |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|--------------------------|------------------|-------|-------------|--|--------------|
| Material: | CAPX | (Clearfil AP-X-Kuraray) | | | | | |
| Lampe: | Halogen | (Hilux Ultra- Benlioglu) | | | | | |
| P.Zeit: | 20s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 34,90 | $\sigma =$ | | 132,2 |
| 2. Messung | 1,97 | 1,99 | Fmax = | 32,30 | $\sigma =$ | | 124,2 |
| 3. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 27,60 | $\sigma =$ | | 104,0 |
| 4. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 37,70 | $\sigma =$ | | 141,4 |
| 5. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 76,90 | $\sigma =$ | | 291,3 |
| 6. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 41,70 | $\sigma =$ | | 157,2 |
| 7. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 54,00 | $\sigma =$ | | 202,5 |
| 8. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 58,90 | $\sigma =$ | | 220,9 |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 47,20 | $\sigma =$ | | 177,0 |
| 10. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 16,30 | $\sigma =$ | | 61,4 |
| | | | | | Mean | | 161,2 |
| | | | | | sd | | 65,2 |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|--------------------------|------------------|-------|-------------|--|--------------|
| Material: | CAPX | (Clearfil AP-X-Kuraray) | | | | | |
| Lampe: | Halogen | (Hilux Ultra- Benlioglu) | | | | | |
| P.Zeit: | 60s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 26,50 | $\sigma =$ | | 99,4 |
| 2. Messung | 2,00 | 1,97 | Fmax = | 25,90 | $\sigma =$ | | 100,1 |
| 3. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 30,70 | $\sigma =$ | | 115,1 |
| 4. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 37,10 | $\sigma =$ | | 139,1 |
| 5. Messung | 1,99 | 1,97 | Fmax = | 29,00 | $\sigma =$ | | 112,7 |
| 6. Messung | 1,99 | 1,96 | Fmax = | 37,10 | $\sigma =$ | | 145,6 |
| 7. Messung | 1,97 | 1,99 | Fmax = | 39,70 | $\sigma =$ | | 152,7 |
| 8. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 34,10 | $\sigma =$ | | 127,9 |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 27,40 | $\sigma =$ | | 102,8 |
| 10. Messung | 1,97 | 1,99 | Fmax = | 40,50 | $\sigma =$ | | 155,7 |
| | | | | | Mean | | 125,1 |
| | | | | | sd | | 22,0 |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|-------------------------|------------------|-------|-------------|--------------|--|
| Material: | CAPX | (Clearfil AP-X-Kuraray) | | | | | |
| Lampe: | LED | (SmartLite PS-Dentsply) | | | | | |
| P.Zeit: | 10s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,00 | 1,98 | Fmax = | 42,30 | $\sigma =$ | 161,8 | |
| 2. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 36,50 | $\sigma =$ | 138,3 | |
| 3. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 34,90 | $\sigma =$ | 130,9 | |
| 4. Messung | 2,00 | 1,98 | Fmax = | 31,90 | $\sigma =$ | 122,1 | |
| 5. Messung | 2,00 | 1,98 | Fmax = | 23,20 | $\sigma =$ | 88,8 | |
| 6. Messung | 2,00 | 1,98 | Fmax = | 34,10 | $\sigma =$ | 130,5 | |
| 7. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 25,60 | $\sigma =$ | 97,5 | |
| 8. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 42,50 | $\sigma =$ | 160,2 | |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 29,10 | $\sigma =$ | 109,1 | |
| 10. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 26,90 | $\sigma =$ | 100,9 | |
| | | | | | Mean | 124,0 | |
| | | | | | sd | 25,3 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|-------------------------|------------------|-------|-------------|--------------|--|
| Material: | CAPX | (Clearfil AP-X-Kuraray) | | | | | |
| Lampe: | LED | (SmartLite PS-Dentsply) | | | | | |
| P.Zeit: | 20s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 1,97 | 1,96 | Fmax = | 38,10 | $\sigma =$ | 151,0 | |
| 2. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 35,90 | $\sigma =$ | 135,3 | |
| 3. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 34,90 | $\sigma =$ | 133,5 | |
| 4. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 41,40 | $\sigma =$ | 157,6 | |
| 5. Messung | 1,98 | 1,96 | Fmax = | 25,70 | $\sigma =$ | 101,4 | |
| 6. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 26,10 | $\sigma =$ | 97,9 | |
| 7. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 30,60 | $\sigma =$ | 116,5 | |
| 8. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 32,80 | $\sigma =$ | 123,0 | |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 25,10 | $\sigma =$ | 94,1 | |
| 10. Messung | 1,99 | 1,98 | Fmax = | 28,00 | $\sigma =$ | 107,7 | |
| | | | | | Mean | 121,8 | |
| | | | | | sd | 22,2 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|-------------------------|------------------|-------|-------------|--------------|--|
| Material: | CAPX | (Clearfil AP-X-Kuraray) | | | | | |
| Lampe: | LED | (SmartLite PS-Dentsply) | | | | | |
| P.Zeit: | 60s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 35,00 | $\sigma =$ | 131,9 | |
| 2. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 33,50 | $\sigma =$ | 126,9 | |
| 3. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 35,70 | $\sigma =$ | 134,5 | |
| 4. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 33,80 | $\sigma =$ | 128,0 | |
| 5. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 42,50 | $\sigma =$ | 159,4 | |
| 6. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 36,10 | $\sigma =$ | 136,7 | |
| 7. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 39,10 | $\sigma =$ | 146,6 | |
| 8. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 32,50 | $\sigma =$ | 123,1 | |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 36,50 | $\sigma =$ | 136,9 | |
| 10. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 23,10 | $\sigma =$ | 87,5 | |
| | | | | | Mean | 131,2 | |
| | | | | | sd | 18,6 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|-----------------------|------------------|-------|-------------|-------------|--|
| Material: | CXM | (CeramXMono-Dentsply) | | | | | |
| Lampe: | Halogen | (Hilux Ultra) | | | | | |
| P.Zeit: | 10s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,00 | 1,96 | Fmax = | 22,80 | $\sigma =$ | 89,0 | |
| 2. Messung | 1,98 | 1,96 | Fmax = | 22,00 | $\sigma =$ | 86,8 | |
| 3. Messung | 1,98 | 2,10 | Fmax = | 26,20 | $\sigma =$ | 90,0 | |
| 4. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 23,50 | $\sigma =$ | 88,1 | |
| 5. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 27,30 | $\sigma =$ | 102,4 | |
| 6. Messung | 2,00 | 1,96 | Fmax = | 21,20 | $\sigma =$ | 82,8 | |
| 7. Messung | 2,00 | 2,10 | Fmax = | 20,20 | $\sigma =$ | 68,7 | |
| 8. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 25,10 | $\sigma =$ | 95,1 | |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 22,00 | $\sigma =$ | 82,5 | |
| 10. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 18,40 | $\sigma =$ | 69,7 | |
| | | | | | Mean | 85,5 | |
| | | | | | sd | 10,4 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|-----------------------|------------------|-------|-------------|-------------|--|
| Material: | CXM | (CeramXMono-Dentsply) | | | | | |
| Lampe: | Halogen | (Hilux Ultra) | | | | | |
| P.Zeit: | 20s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 21,80 | $\sigma =$ | 82,6 | |
| 2. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 10,80 | $\sigma =$ | 41,1 | |
| 3. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 15,40 | $\sigma =$ | 57,8 | |
| 4. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 17,70 | $\sigma =$ | 67,4 | |
| 5. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 23,50 | $\sigma =$ | 88,1 | |
| 6. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 19,90 | $\sigma =$ | 75,8 | |
| 7. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 21,50 | $\sigma =$ | 81,9 | |
| 8. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 15,00 | $\sigma =$ | 57,4 | |
| 9. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 14,40 | $\sigma =$ | 54,5 | |
| 10. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 21,20 | $\sigma =$ | 80,3 | |
| | | | | | Mean | 68,7 | |
| | | | | | sd | 15,4 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|-----------------------|------------------|-------|-------------|-------------|--|
| Material: | CXM | (CeramXMono-Dentsply) | | | | | |
| Lampe: | Halogen | (Hilux Ultra) | | | | | |
| P.Zeit: | 60s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,00 | 1,97 | Fmax = | 21,60 | $\sigma =$ | 83,5 | |
| 2. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 20,00 | $\sigma =$ | 75,8 | |
| 3. Messung | 1,98 | 1,98 | Fmax = | 19,90 | $\sigma =$ | 76,9 | |
| 4. Messung | 1,98 | 1,99 | Fmax = | 16,50 | $\sigma =$ | 63,1 | |
| 5. Messung | 1,98 | 1,99 | Fmax = | 18,60 | $\sigma =$ | 71,2 | |
| 6. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 30,80 | $\sigma =$ | 115,5 | |
| 7. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 25,40 | $\sigma =$ | 95,3 | |
| 8. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 14,00 | $\sigma =$ | 53,0 | |
| 9. Messung | 1,98 | 1,98 | Fmax = | 10,20 | $\sigma =$ | 39,4 | |
| 10. Messung | 1,98 | 1,99 | Fmax = | 17,60 | $\sigma =$ | 67,3 | |
| | | | | | Mean | 74,1 | |
| | | | | | sd | 21,3 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|-------------------------|------------------|-------|-------------|-------------|--|
| Material: | CXM | (CeramXMono-Dentsply) | | | | | |
| Lampe: | LED | (SmartLite PS-Dentsply) | | | | | |
| P.Zeit: | 10s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 27,50 | $\sigma =$ | 103,1 | |
| 2. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 22,20 | $\sigma =$ | 84,5 | |
| 3. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 22,80 | $\sigma =$ | 85,5 | |
| 4. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 26,40 | $\sigma =$ | 99,0 | |
| 5. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 22,90 | $\sigma =$ | 86,3 | |
| 6. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 18,20 | $\sigma =$ | 69,3 | |
| 7. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 24,50 | $\sigma =$ | 91,9 | |
| 8. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 21,00 | $\sigma =$ | 79,9 | |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 24,50 | $\sigma =$ | 91,9 | |
| 10. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 20,80 | $\sigma =$ | 79,2 | |
| | | | | | Mean | 87,1 | |
| | | | | | sd | 9,9 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|-------------------------|------------------|-------|-------------|-------------|--|
| Material: | CXM | (CeramXMono-Dentsply) | | | | | |
| Lampe: | LED | (SmartLite PS-Dentsply) | | | | | |
| P.Zeit: | 20s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,10 | 1,97 | Fmax = | 16,80 | $\sigma =$ | 61,8 | |
| 2. Messung | 1,97 | 2,10 | Fmax = | 23,90 | $\sigma =$ | 82,5 | |
| 3. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 23,10 | $\sigma =$ | 88,4 | |
| 4. Messung | 1,98 | 2,10 | Fmax = | 18,60 | $\sigma =$ | 63,9 | |
| 5. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 22,20 | $\sigma =$ | 83,7 | |
| 6. Messung | 2,10 | 1,98 | Fmax = | 22,90 | $\sigma =$ | 83,4 | |
| 7. Messung | 2,00 | 1,98 | Fmax = | 22,80 | $\sigma =$ | 87,2 | |
| 8. Messung | 2,10 | 2,00 | Fmax = | 21,40 | $\sigma =$ | 76,4 | |
| 9. Messung | 2,10 | 2,00 | Fmax = | 22,00 | $\sigma =$ | 78,6 | |
| 10. Messung | 1,96 | 2,10 | Fmax = | 23,30 | $\sigma =$ | 80,9 | |
| | | | | | Mean | 78,7 | |
| | | | | | sd | 9,1 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|-------------------------|------------------|-------|-------------|-------------|--|
| Material: | CXM | (CeramXMono-Dentsply) | | | | | |
| Lampe: | LED | (SmartLite PS-Dentsply) | | | | | |
| P.Zeit: | 60s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 25,00 | $\sigma =$ | 93,8 | |
| 2. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 20,40 | $\sigma =$ | 76,9 | |
| 3. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 18,80 | $\sigma =$ | 70,5 | |
| 4. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 25,10 | $\sigma =$ | 94,1 | |
| 5. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 23,70 | $\sigma =$ | 88,9 | |
| 6. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 19,50 | $\sigma =$ | 74,6 | |
| 7. Messung | 1,98 | 1,96 | Fmax = | 23,90 | $\sigma =$ | 94,3 | |
| 8. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 17,20 | $\sigma =$ | 65,8 | |
| 9. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 28,30 | $\sigma =$ | 108,3 | |
| 10. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 23,10 | $\sigma =$ | 88,4 | |
| | | | | | Mean | 85,6 | |
| | | | | | sd | 13,2 | |

Bestrahlung von beiden Seiten**Messergebnisse, +5000 Lastwechsel +5/+55 °C****Berechnung der Biegefestigkeit nach ISO 4049**

Formel:
$$\sigma = \frac{3F_{\max} \cdot L}{2b \cdot h^2}$$

σ in MPa = Biegefestigkeit
 F_{\max} in N = Maximalkraft beim Versagen
L in mm = Abstand zwischen den Auflagern (hier 20 mm)
b in mm = Breite des Prüfkörpers
h in mm = Höhe des Prüfkörpers

Material: CAPX
Lampe: Halogen
P.Zeit: 10s

| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | |
|-------------|-------------|-----------|--------------|-------------|--|--------------|
| 1. Messung | 2,00 | 2,20 | Fmax = 28,50 | $\sigma =$ | | 88,3 |
| 2. Messung | 2,00 | 1,96 | Fmax = 33,00 | $\sigma =$ | | 128,9 |
| 3. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = 29,00 | $\sigma =$ | | 110,4 |
| 4. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = 26,90 | $\sigma =$ | | 102,4 |
| 5. Messung | 1,97 | 2,10 | Fmax = 31,40 | $\sigma =$ | | 108,4 |
| 6. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = 28,40 | $\sigma =$ | | 108,1 |
| 7. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = 28,80 | $\sigma =$ | | 109,1 |
| 8. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = 26,90 | $\sigma =$ | | 102,4 |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = 15,80 | $\sigma =$ | | 59,3 |
| 10. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = 28,20 | $\sigma =$ | | 107,4 |
| | | | | Mean | | 102,5 |
| | | | | sd | | 18,1 |

Material: CAPX
Lampe: Halogen
P.Zeit: 20s

| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | |
|-------------|-------------|-----------|--------------|-------------|--|--------------|
| 1. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = 30,30 | $\sigma =$ | | 114,8 |
| 2. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = 24,60 | $\sigma =$ | | 93,2 |
| 3. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = 37,70 | $\sigma =$ | | 141,4 |
| 4. Messung | 1,97 | 1,99 | Fmax = 25,00 | $\sigma =$ | | 96,1 |
| 5. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = 26,30 | $\sigma =$ | | 98,6 |
| 6. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = 34,80 | $\sigma =$ | | 131,8 |
| 7. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = 26,50 | $\sigma =$ | | 101,4 |
| 8. Messung | 1,98 | 1,99 | Fmax = 24,60 | $\sigma =$ | | 94,1 |
| 9. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = 24,90 | $\sigma =$ | | 93,8 |
| 10. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = 27,20 | $\sigma =$ | | 102,0 |
| | | | | Mean | | 106,7 |
| | | | | sd | | 17,1 |

Material: CAPX
Lampe: Halogen
P.Zeit: 60s

| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | |
|-------------|-------------|-----------|--------------|-------------|--|-------------|
| 1. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = 25,00 | $\sigma =$ | | 94,7 |
| 2. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = 18,60 | $\sigma =$ | | 70,1 |
| 3. Messung | 1,97 | 1,99 | Fmax = 23,70 | $\sigma =$ | | 91,1 |
| 4. Messung | 1,97 | 1,99 | Fmax = 24,10 | $\sigma =$ | | 92,8 |
| 5. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = 33,80 | $\sigma =$ | | 128,7 |
| 6. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = 25,70 | $\sigma =$ | | 97,3 |
| 7. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = 27,20 | $\sigma =$ | | 102,5 |
| 8. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = 23,70 | $\sigma =$ | | 88,9 |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = 35,00 | $\sigma =$ | | 131,3 |
| 10. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = 26,20 | $\sigma =$ | | 98,3 |
| | | | | Mean | | 99,6 |
| | | | | sd | | 18,2 |

Material: CAPX
Lampe: LED
P.Zeit: 10s

| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | |
|-------------|-------------|-----------|-----------|-------|------------|--------------|
| 1. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 29,10 | $\sigma =$ | 110,2 |
| 2. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 30,10 | $\sigma =$ | 114,0 |
| 3. Messung | 1,98 | 1,98 | Fmax = | 24,30 | $\sigma =$ | 93,9 |
| 4. Messung | 1,97 | 1,98 | Fmax = | 31,20 | $\sigma =$ | 121,2 |
| 5. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 29,10 | $\sigma =$ | 109,1 |
| 6. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 31,70 | $\sigma =$ | 120,7 |
| 7. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 24,90 | $\sigma =$ | 94,3 |
| 8. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 30,10 | $\sigma =$ | 112,9 |
| 9. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 25,00 | $\sigma =$ | 94,7 |
| 10. Messung | 1,98 | 1,98 | Fmax = | 29,50 | $\sigma =$ | 114,0 |
| Mean | | | | | | 108,5 |
| sd | | | | | | 10,5 |

Material: CAPX
Lampe: LED
P.Zeit: 20s

| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | |
|-------------|-------------|-----------|-----------|-------|------------|--------------|
| 1. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 33,20 | $\sigma =$ | 124,5 |
| 2. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 19,70 | $\sigma =$ | 74,6 |
| 3. Messung | 2,00 | 2,10 | Fmax = | 30,30 | $\sigma =$ | 103,1 |
| 4. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 25,40 | $\sigma =$ | 96,7 |
| 5. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 35,90 | $\sigma =$ | 134,6 |
| 6. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 31,50 | $\sigma =$ | 119,9 |
| 7. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 23,50 | $\sigma =$ | 89,5 |
| 8. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 28,40 | $\sigma =$ | 106,5 |
| 9. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 29,10 | $\sigma =$ | 109,7 |
| 10. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 23,30 | $\sigma =$ | 88,7 |
| Mean | | | | | | 104,8 |
| sd | | | | | | 18,3 |

Material: CAPX
Lampe: LED
P.Zeit: 60s

| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | |
|-------------|-------------|-----------|-----------|-------|------------|--------------|
| 1. Messung | 2,00 | 2,10 | Fmax = | 32,90 | $\sigma =$ | 111,9 |
| 2. Messung | 2,10 | 2,00 | Fmax = | 25,20 | $\sigma =$ | 90,0 |
| 3. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 26,80 | $\sigma =$ | 102,6 |
| 4. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 35,50 | $\sigma =$ | 134,5 |
| 5. Messung | 2,00 | 1,97 | Fmax = | 33,80 | $\sigma =$ | 130,6 |
| 6. Messung | 2,00 | 1,98 | Fmax = | 32,10 | $\sigma =$ | 122,8 |
| 7. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 33,60 | $\sigma =$ | 126,0 |
| 8. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 23,10 | $\sigma =$ | 87,1 |
| 9. Messung | 2,10 | 2,00 | Fmax = | 28,00 | $\sigma =$ | 100,0 |
| 10. Messung | 2,00 | 1,98 | Fmax = | 39,10 | $\sigma =$ | 149,6 |
| Mean | | | | | | 115,5 |
| sd | | | | | | 20,5 |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|------------------|------------------|-------|-------------|-------------|--|
| Material: | CXM | | | | | | |
| Lampe: | Halogen | | | | | | |
| P.Zeit: | 10s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 11,10 | $\sigma =$ | 42,0 | |
| 2. Messung | 1,99 | 1,98 | Fmax = | 14,70 | $\sigma =$ | 56,5 | |
| 3. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 14,20 | $\sigma =$ | 53,5 | |
| 4. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 18,60 | $\sigma =$ | 70,5 | |
| 5. Messung | 1,99 | 1,99 | Fmax = | 13,10 | $\sigma =$ | 49,9 | |
| 6. Messung | 1,99 | 1,98 | Fmax = | 16,00 | $\sigma =$ | 61,5 | |
| 7. Messung | 1,98 | 1,97 | Fmax = | 12,50 | $\sigma =$ | 48,8 | |
| 8. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 11,60 | $\sigma =$ | 43,9 | |
| 9. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 18,90 | $\sigma =$ | 70,9 | |
| 10. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 17,70 | $\sigma =$ | 67,0 | |
| | | | | | Mean | 56,5 | |
| | | | | | sd | 10,6 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|------------------|------------------|-------|-------------|-------------|--|
| Material: | CXM | | | | | | |
| Lampe: | Halogen | | | | | | |
| P.Zeit: | 20s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 1,99 | 1,99 | Fmax = | 12,30 | $\sigma =$ | 46,8 | |
| 2. Messung | 1,99 | 1,98 | Fmax = | 20,10 | $\sigma =$ | 77,3 | |
| 3. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 14,40 | $\sigma =$ | 54,5 | |
| 4. Messung | 1,98 | 1,99 | Fmax = | 15,40 | $\sigma =$ | 58,9 | |
| 5. Messung | 1,97 | 1,98 | Fmax = | 17,00 | $\sigma =$ | 66,0 | |
| 6. Messung | 1,98 | 1,99 | Fmax = | 16,00 | $\sigma =$ | 61,2 | |
| 7. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 13,50 | $\sigma =$ | 51,1 | |
| 8. Messung | 1,99 | 1,99 | Fmax = | 14,40 | $\sigma =$ | 54,8 | |
| 9. Messung | 1,99 | 1,99 | Fmax = | 15,80 | $\sigma =$ | 60,1 | |
| 10. Messung | 1,98 | 1,99 | Fmax = | 14,60 | $\sigma =$ | 55,9 | |
| | | | | | Mean | 58,7 | |
| | | | | | sd | 8,5 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|------------------|------------------|-------|-------------|-------------|--|
| Material: | CXM | | | | | | |
| Lampe: | Halogen | | | | | | |
| P.Zeit: | 60s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 1,99 | 1,99 | Fmax = | 18,30 | $\sigma =$ | 69,7 | |
| 2. Messung | 1,98 | 1,97 | Fmax = | 20,50 | $\sigma =$ | 80,0 | |
| 3. Messung | 1,98 | 1,99 | Fmax = | 19,40 | $\sigma =$ | 74,2 | |
| 4. Messung | 1,99 | 1,99 | Fmax = | 12,00 | $\sigma =$ | 45,7 | |
| 5. Messung | 1,98 | 1,96 | Fmax = | 16,00 | $\sigma =$ | 63,1 | |
| 6. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 14,40 | $\sigma =$ | 54,0 | |
| 7. Messung | 1,98 | 1,98 | Fmax = | 15,30 | $\sigma =$ | 59,1 | |
| 8. Messung | 1,97 | 1,97 | Fmax = | 16,70 | $\sigma =$ | 65,5 | |
| 9. Messung | 1,98 | 1,99 | Fmax = | 17,20 | $\sigma =$ | 65,8 | |
| 10. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 13,00 | $\sigma =$ | 48,8 | |
| | | | | | Mean | 62,6 | |
| | | | | | sd | 10,9 | |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|------------------|------------------|-------|-------------|--|-------------|
| Material: | CXM | | | | | | |
| Lampe: | LED | | | | | | |
| P.Zeit: | 10s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 18,70 | $\sigma =$ | | 70,1 |
| 2. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 13,80 | $\sigma =$ | | 52,8 |
| 3. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 15,10 | $\sigma =$ | | 57,5 |
| 4. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 19,30 | $\sigma =$ | | 73,5 |
| 5. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 17,80 | $\sigma =$ | | 66,8 |
| 6. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 14,70 | $\sigma =$ | | 55,1 |
| 7. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 13,00 | $\sigma =$ | | 49,5 |
| 8. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 8,30 | $\sigma =$ | | 31,8 |
| 9. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 14,50 | $\sigma =$ | | 55,5 |
| 10. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 15,70 | $\sigma =$ | | 59,8 |
| | | | | | Mean | | 57,2 |
| | | | | | sd | | 11,8 |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|------------------|------------------|-------|-------------|--|-------------|
| Material: | CXM | | | | | | |
| Lampe: | LED | | | | | | |
| P.Zeit: | 20s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 12,80 | $\sigma =$ | | 48,0 |
| 2. Messung | 1,97 | 2,00 | Fmax = | 16,90 | $\sigma =$ | | 64,3 |
| 3. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 14,70 | $\sigma =$ | | 55,4 |
| 4. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 12,80 | $\sigma =$ | | 48,5 |
| 5. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 14,80 | $\sigma =$ | | 56,1 |
| 6. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 17,70 | $\sigma =$ | | 66,7 |
| 7. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 13,80 | $\sigma =$ | | 52,3 |
| 8. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 11,10 | $\sigma =$ | | 41,6 |
| 9. Messung | 1,98 | 2,00 | Fmax = | 15,80 | $\sigma =$ | | 59,8 |
| 10. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 14,40 | $\sigma =$ | | 54,0 |
| | | | | | Mean | | 54,7 |
| | | | | | sd | | 7,7 |

| | | | | | | | |
|------------------|--------------------|------------------|------------------|-------|-------------|--|-------------|
| Material: | CXM | | | | | | |
| Lampe: | LED | | | | | | |
| P.Zeit: | 60s | | | | | | |
| | Breite [mm] | Höhe [mm] | Kraft [N] | | | | |
| 1. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 10,90 | $\sigma =$ | | 40,9 |
| 2. Messung | 2,20 | 2,00 | Fmax = | 14,60 | $\sigma =$ | | 49,8 |
| 3. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 15,20 | $\sigma =$ | | 57,3 |
| 4. Messung | 2,00 | 2,10 | Fmax = | 19,20 | $\sigma =$ | | 65,3 |
| 5. Messung | 1,96 | 2,00 | Fmax = | 19,50 | $\sigma =$ | | 74,6 |
| 6. Messung | 1,99 | 2,00 | Fmax = | 9,80 | $\sigma =$ | | 36,9 |
| 7. Messung | 2,00 | 2,00 | Fmax = | 20,70 | $\sigma =$ | | 77,6 |
| 8. Messung | 2,00 | 1,99 | Fmax = | 18,80 | $\sigma =$ | | 71,2 |
| 9. Messung | 2,00 | 1,97 | Fmax = | 15,90 | $\sigma =$ | | 61,5 |
| 10. Messung | 2,00 | 1,97 | Fmax = | 10,60 | $\sigma =$ | | 41,0 |
| | | | | | Mean | | 57,6 |
| | | | | | sd | | 14,9 |

Grafiken

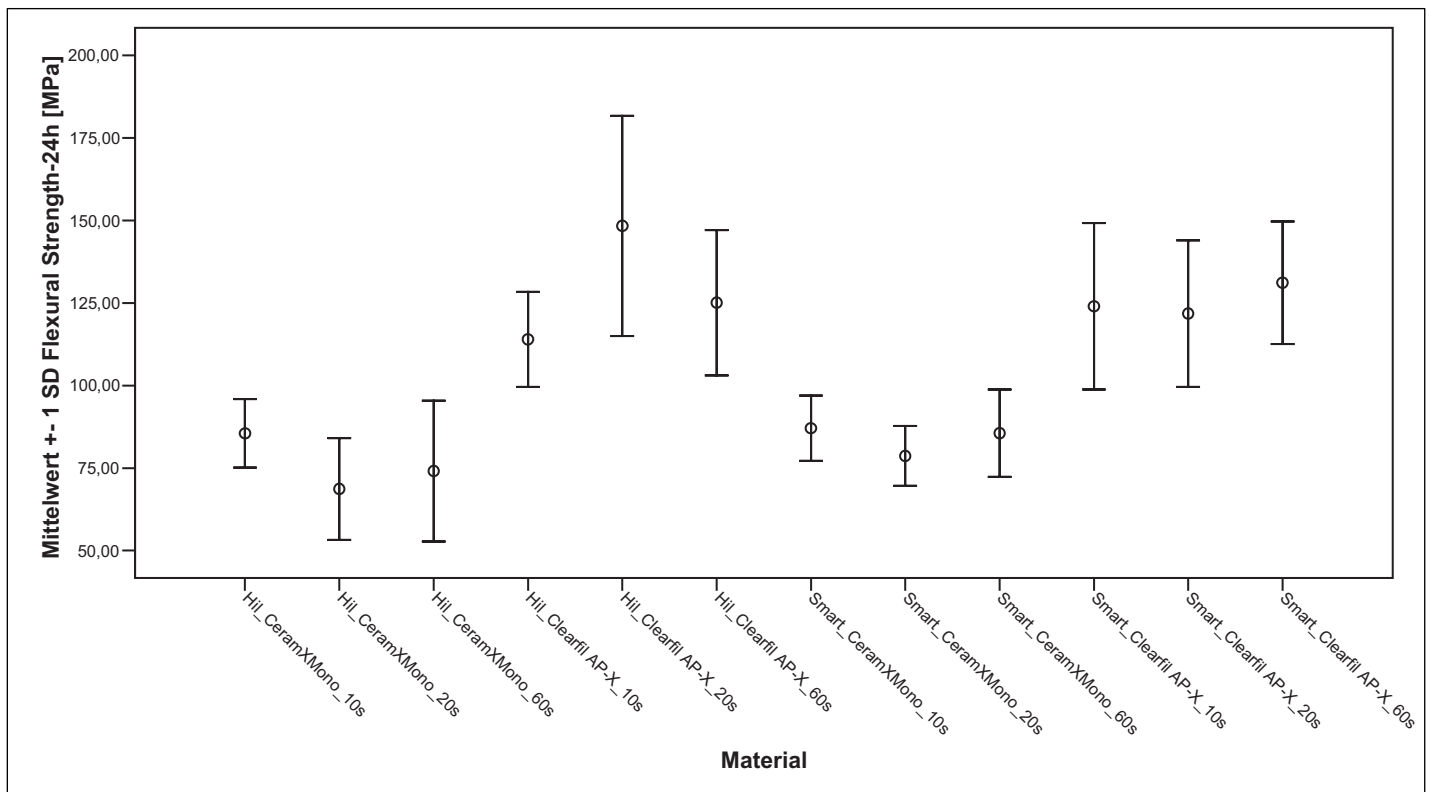


Abb. 7: Biegefestigkeit in Abhängigkeit von Lampe/Zeit/Material nach 24 h

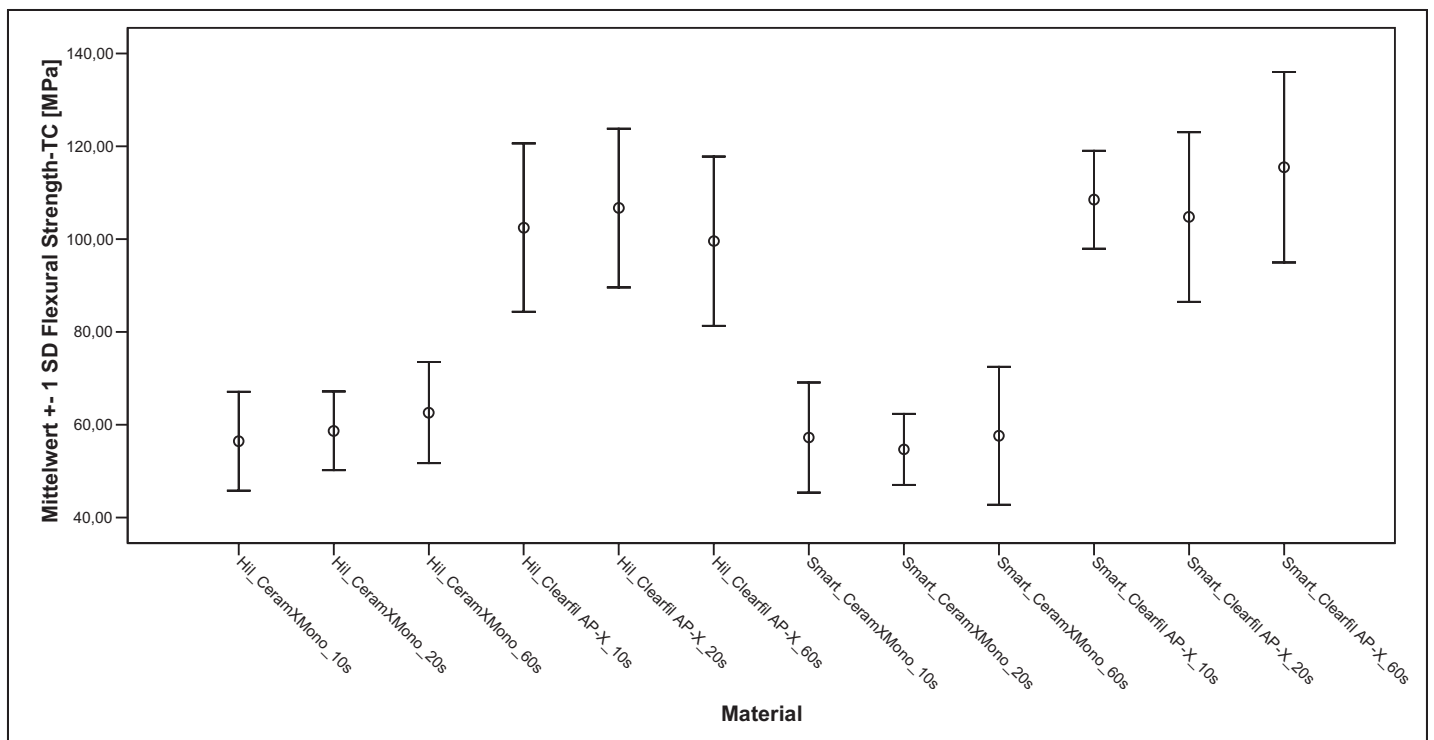


Abb. 8: Biegefestigkeit in Abhängigkeit von Lampe/Zeit/Material nach Thermocycling

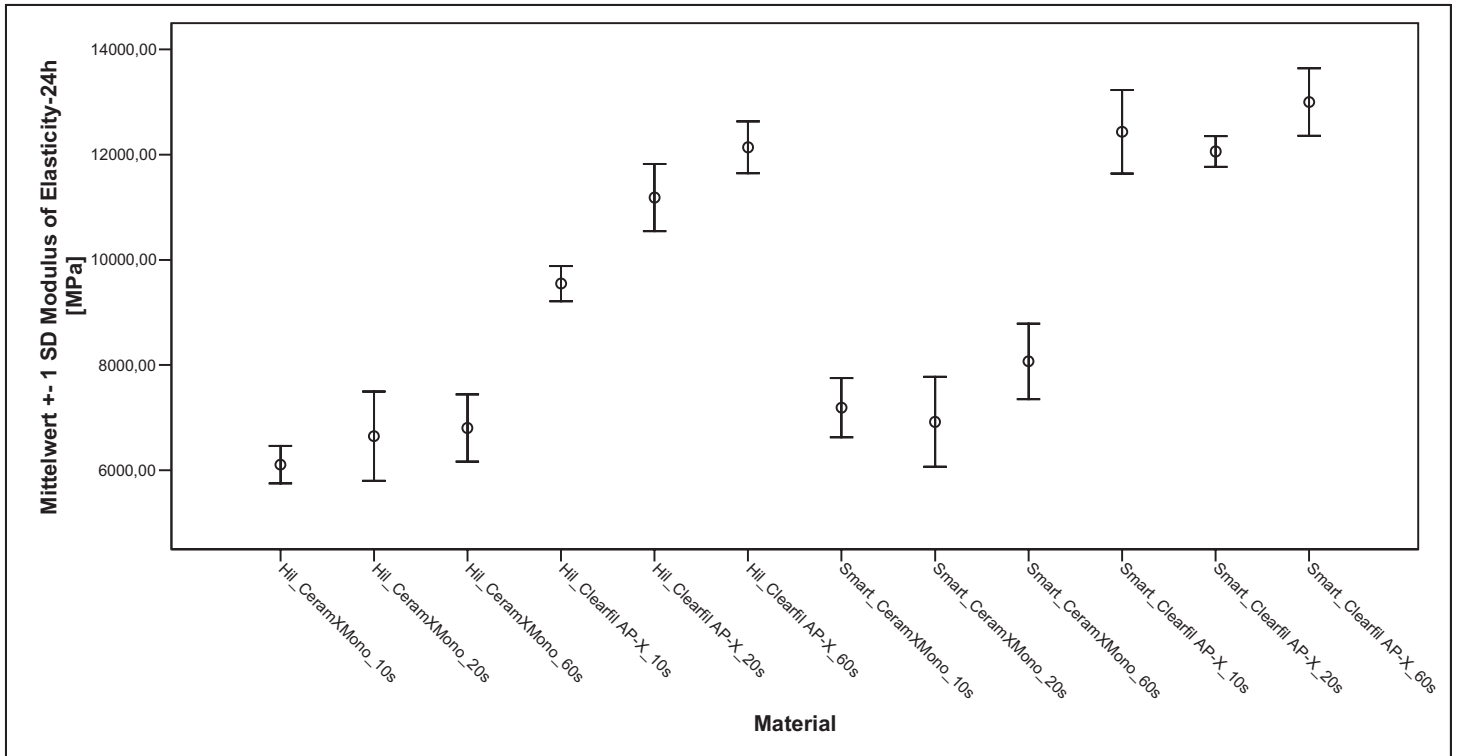


Abb. 9: Elastizitätsmodul in Abhängigkeit von Lampe/Zeit/Material nach 24 h

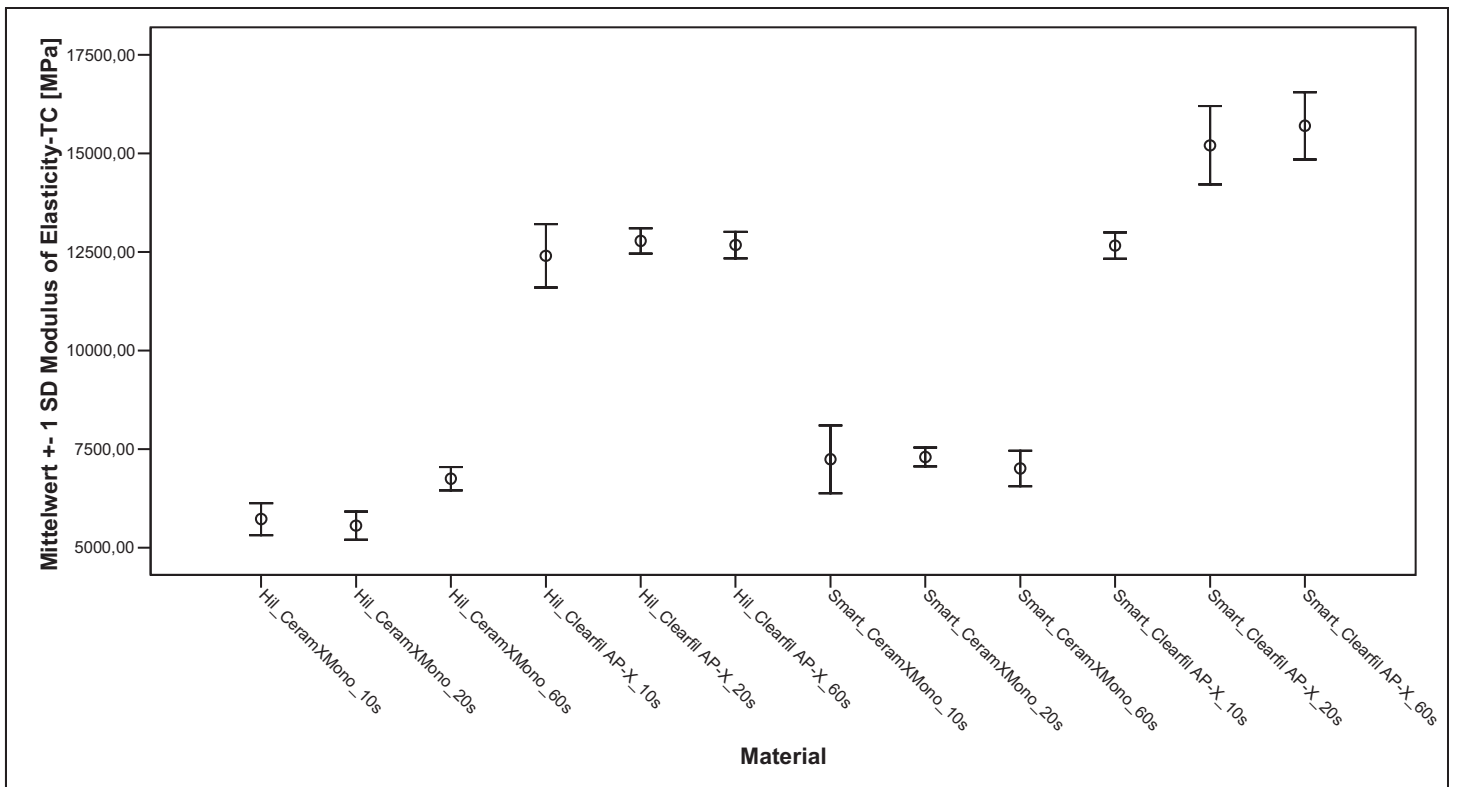


Abb. 10: Elastizitätsmodul in Abhängigkeit von Lampe/Zeit/Material nach Thermocycling

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. R. Janda für die Überlassung des Themas und seiner engagierten Unterstützung bei der statistischen Auswertung. Besonders dankbar bin ich über seine kompetente, direkte und vor allem sehr sehr geduldige Betreuung über diesen langen Zeitraum.

Ich danke Herrn Prof. Dr. W. H.- M. Raab für die Möglichkeit diese Dissertation in seiner Abteilung angefangen zu haben und Herrn Prof. Dr. Dr. T. Beikler diese Arbeit in der Abteilung beenden zu dürfen.

PD Dr. S. Rüttermann und Dr. M. Seltmann möchte ich herzlich für die Einarbeitung in die Untersuchungsmethoden und die Betreuung im Labor danken.

Den Firmen danke ich für die Bereitstellung der Materialien.

Meiner Mutter -in memoriam- und meinem Vater danke ich für ihre Liebe und endlose Unterstützung; meinem Bruder Dipl. Ing. Koray Tomruk möchte ich ganz besonders dafür danken, dass er seine „kleine Schwester“ immer moralisch unterstützt und bei Problemlösungen hilft. So auch in dieser Arbeit.

Pharmazeutin Leyla Osmançelebioğlu und Studienrätin Eva Gollan, meinen treuen Freundinnen seit Grundschul- bzw Gymnasialzeiten, danke ich herzlichst für das Korrekturlesen.

Ich danke Daniel Verhaelen für seine seelische und kollegiale Unterstützung bei dem frühen Schritt mich als Zahnärztin niederzulassen.

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt worden ist und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

Şenay Tomruk