

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

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

**Charakterisierung moderner LED-
Polymerisationslampen und Quantifizierung der
Toleranz von Bulk-Fill Kompositen unter
unsachgemäßen, aber klinisch relevanten
Polymerisationsbedingungen**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Bianca-Ioana Luca

aus

Cisnadie, Rumänien

2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Nicoleta Ilie

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

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

Tag der mündlichen Prüfung: 20.08.2020

Inhaltsverzeichnis

1 EINLEITUNG	3
2 LITERATURÜBERSICHT	5
2.1 Einführung	5
2.2 Beschreibung der LED-Lampen	6
2.2.1 Physikalische Größen für die Charakterisierung der Lichtleistung	7
2.2.2 Methoden für die Messung der Lichtleistung	8
2.3 Der Polymerisationsprozess	10
2.3.1 Irradianz und Lichtstrahlhomogenität	11
2.3.2 Emissionsspektrum der Lampe und Absorptionsspektrum des Komposits	12
2.3.3 Effekt des Abstands der Lichtquelle zum Komposit	13
2.3.4 Einfluss des effektiven Lichtleiterdurchmessers auf die spezifische Ausstrahlung	14
2.3.5 Einfluss der hygienischen Maßnahmen auf die Polymerisation	14
2.3.6 Aufrechterhaltung der maximalen Leistung einer Polymerisationslampe	15
2.3.7 Behandlungstechnik beim Polymerisationsvorgang	15
2.3.8 Effekt der Restaurationslage im Mundraum	16
2.4 Informationsbedarf der Zahnärzte und Forscher	16
2.5 Bulk-Fill Komposite in der Zahnfüllungstherapie	17
2.5.1 Optimierte Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite	19
2.5.2 Polymerisation der Bulk-Fill Komposite	20
2.6 Messmethoden der Polymerisationstiefe	22
3 ZIELSETZUNG UND HYPOTHESEN	23
4 MATERIAL UND METHODE	24
4.1 Studiendesign	24
4.2 Polymerisationslampen	25

4.3 Materialcharakterisierung	26
4.4 Messmethodik	28
4.4.1 Charakterisierung der LED-Lampen	28
4.4.2 Prüfkörperherstellung für den Scratch-Test	30
4.4.3 Evaluation der Polymerisationstiefe abhängig von der Polymerisationslampe und dem Material	31
4.5 Statistische Auswertung	32
5 ERGEBNISSE	33
5.1 Charakterisierung der LED-Lampen	33
5.1.1 Irradianz der Polymerisationslampen	33
5.1.2 Bestrahlungsdosis der LED-Lampen	44
5.2 Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite	52
6 DISKUSSION	64
5.1 Charakterisierung der LED-Lampen	64
5.2 Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite	70
7 ZUSAMMENFASSUNG	79
8 LITERATURVERZEICHNIS	81

1 Einleitung

In den letzten Jahrzehnten wurde zur Optimierung direkter Restaurationsmaßnahmen von Zahndefekten eine Vielfalt von Materialien und Techniken entwickelt. Für hochwertige Restaurationen mit plastischen, kunststoffbasierten Kompositen ist eine ausreichende Photopolymerisation unerlässlich (Shortall et al. 2015). Die meisten veröffentlichten Lichtleistungscharakteristiken stammen von Laboruntersuchungen, weshalb die Lampenhersteller die Anwendung und die erzielten Ergebnisse ihrer Produkte im Idealfall beschreiben. In der Praxis passiert es aber oft, dass durch klinische Gegebenheiten die Idealbedingungen nicht gewährleistet werden können. Durch die Entfernung der Lampe von der Restauration ist die Menge an Licht, die an der Oberfläche des Komposits ankommt nicht mehr die, die am Austrittsfenster der Lampe ausgeht (Maghaireh et al. 2013; Shimokawa et al. 2018). Um die volle Leistung einer Lampe auszunutzen, muss der praktizierende Zahnarzt viel Aufmerksamkeit während des gesamten Polymerisationsprozesses investieren, um die Lampe an der richtigen Stelle senkrecht zur Kompositrestauration zu halten (Federlin und Price 2013). Auch wenn das der Fall ist, gibt es klinische Situationen wie eine eingeschränkte Mundöffnung oder eine tiefe Präparation im Seitenzahnbereich, die das Platzieren der Lampe perfekt senkrecht und direkt über der Kompositrestauration unmöglich machen (Federlin und Price 2013).

Die Polymerisationsqualität wird durch die Belichtungszeit der Lampe und der Position sowie dem Abstand des Lichtleiters zur Restaurationsoberfläche beeinflusst (Ilie 2018; Ilie und Luca 2018). Diese Parameter bestimmen die Menge an Licht, die das Komposit empfängt (Kirkpatrick 2005). Heutzutage werden in den meisten Zahnarztpraxen moderne Lampen mit lichtemittierenden Dioden (LED) verwendet, wobei besonderes Augenmerk auf die Charakterisierung des ausgesandten Lichts gelegt werden muss (Jandt und Mills 2013). Es zeigt sich nämlich, dass der Lichtstrahl vieler LED-Lampen meist inhomogen ist (Michaud et al. 2014; Shimokawa et al. 2016). Das kann zu einer unzureichenden Polymerisation in bestimmten Restaurationsregionen sowie zu Heterogenität in den mechanischen Eigenschaften der Komposite führen (Haenel et al. 2015; Price, Labrie et al. 2014). Dadurch erhöht sich das Risiko eines frühzeitigen Versagens einer Zahnrestauration (Price et al. 2015). Umgekehrt kann eine zu

hohe Bestrahlungsdosis (= zeitlich integrierte Irradianz der Lampe) zu einem schädlichen Temperaturanstieg in der Pulpakammer und in den umgebenden Weichteilen führen (Mouhat et al. 2017). Dies geschieht insbesondere bei Zähnen mit wenig verbliebener Zahnhartsubstanz. Bedeutungsvoll ist dieser Temperaturanstieg bei Verwendung einer LED-Lampe mit einem inhomogenen Lichtstrahlprofil. Dabei sind multiple Lichteinwirkungen bzw. eine verlängerte Belichtungszeit erforderlich, um eine adäquate Polymerisation der Restaurationsregionen, die potentiell einer niedrigen Irradianz ausgesetzt sind, sicherzustellen (Rueggeberg 2011). Durch den technischen Aufbau der LEDs neigen blau-violette Lampen aufgrund der Verteilung der LEDs mit unterschiedlichen Emissionsspektren häufiger zu Strahlheterogenitäten (Price, Labrie et al. 2010). Derzeit bemühen sich Lampenhersteller, die Charakteristiken ihrer Produkte zu überarbeiten, um die Strahlhomogenität zu verbessern und somit den Langzeiterfolg einer Kompositrestauration zu gewährleisten (Price et al. 2015).

Das Anliegen der Heterogenität verschiedener LED-Lampen muss implizit berücksichtigt werden, wenn Bulk-Fill Komposite, also eine moderne Materialklasse, verwendet werden (Ilie 2017). Diese Materialien werden in einer einzelnen Schicht von 4 oder sogar 5 mm in die Zahnkavität eingesetzt und durch eine einzige Lichtexposition polymerisiert (Ilie et al. 2013; Bucuta und Ilie 2014; Van Ende et al. 2017). Zur Erhöhung der Polymerisationstiefe in Bulk-Fill Kompositen wurden Strategien eingesetzt, die auf einer erhöhten Transluzenz der Materialien und dem Einfügen von effizienteren Photoinitiatoren basieren (Fronza et al. 2017; Son et al. 2017). Damit werden eine verbesserte Lichtdurchlässigkeit und Lichthärtung der Materialien ermöglicht (Bucuta und Ilie 2014).

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, verschiedene blaue und blau-violette LED-Polymerisationslampen zu untersuchen, um schwerwiegende Fehler bei der Polymerisation zu vermeiden. Dafür werden in einem Versuch Polymerisationsbedingungen simuliert, um die klinische Verwendung moderner LED-Lampen zu analysieren. Mithilfe der Bewertung der Polymerisationsqualität in den untersuchten Bulk-Fill Kompositen werden mögliche Polymerisationsdefizite infolge einer inadäquaten Lampenpositionierung zur Restaurationsoberfläche benannt. Die Beurteilung von Änderungen in der Lichtleistung der Lampen hilft, die Toleranzschwelle in der Variation von Polymerisationsbedingungen abzuschätzen. Für die Praxis ist es von großem Interesse zu untersuchen, ob die Irradianz durch verschiedene Belichtungsabstände oder Lampenpositionen beeinflusst wird und ob die Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite von verschiedenen Polymerisationsbedingungen, Materialien oder Lampen abhängt.

2 Literaturübersicht

Im folgenden Kapitel werden die bisherigen Studien und relevante Forschungsergebnisse zu LED-Lampen, zum Polymerisationsprozess und zu Bulk-Fill Kompositen als Basis der genannten Ziele dargestellt. Kunststoffbasierte Komposite gelten als das Material der ersten Wahl für ästhetische Restaurationen im Seitenzahnbereich, da bei deren richtiger Anwendung hervorragende Ergebnisse erzielt werden können (Lynch et al. 2014). In einer retrospektiven Studie über einen Zeitraum von 10 Jahren haben sich Kompositrestaurationen mit einer Gesamtüberlebensrate von 97,9% als klinisch hochwertige und vielversprechende Zahnversorgungen bewährt (Lempel et al. 2015). Eine Grundvoraussetzung für den Langzeiterfolg einer direkten Kompositrestauration ist das Erreichen der vom Hersteller beabsichtigten Eigenschaften durch ausreichende Photopolymerisation in allen Regionen der Restauration (Shortall et al. 2015). Für eine zuverlässige Behandlung bei der Zahnrestauration mit Komposit spielen mehrere Faktoren eine Rolle: die Zusammensetzung, Schichtstärke, Farbe und Lichtdurchlässigkeit des Komposits und die Lichtleistung der Polymerisationslampen (Irradianz, Wellenlänge) sowie die Polymerisationsstrategien (Leprince et al. 2013; Bayne 2012).

2.1 Einführung

Mit dem Begriff „Komposit“ werden in der Zahnmedizin die zahnfarbenen, plastischen, kunststoffbasierten Füllungswerkstoffe für direkte Restaurationen bezeichnet. Lichthärtende Komposite benötigen zur Verfestigung eine Energiezufuhr in Form von Licht von Polymerisationslampen (Braden 1997). Um die Polymerisationsreaktion durch Lichtaktivierung in Gang zu setzen, treffen die ausgesandten Photonen der Polymerisationslampen auf den Photoinitiator des Komposits (Althoff und Hartung 2000). Dabei entstehen freie Radikale, welche die Polymerisation bzw. die Verknüpfung der Monomere zu einem dichten Polymernetzwerk starten (Phillips 1984). Zahnärzte und Forscher müssen das Licht, das auf die verwendeten Komposite trifft, akkurat einstellen können, um ein frühzeitiges Versagensrisiko des Materials zu vermeiden (Price et al. 2015). Heutzutage werden Polymerisationslampen verwendet, die sich hinsichtlich des

Emissionsspektrums und der Irradianz unterscheiden und entsprechend diverse Auswirkungen auf das Komposit haben (Shimokawa et al. 2016). LED-Lampen stellen den Goldstandard für die Polymerisation kunststoffbasierter Komposite dar (Jandt und Mills 2013) und werden dementsprechend in dieser Dissertation näher betrachtet.

2.2 Beschreibung der LED-Lampen

LED-Lampen haben aufgrund der hohen Lebensdauer (über 1000 Stunden), der besseren Aushärtung in der Tiefe der Kavität, sowie geringeren Wärmeentwicklung und Energieverbrauch die früher verwendeten Halogenlampen (QTH = quartz tungsten halogen) verdrängt (Mills et al. 1999; Mills et al. 2002). Der geringe Energieverbrauch ermöglicht den Bau von akkubetriebenen, kabellosen Lampen und durch die geringe Wärmeentwicklung kann auf eine Ventilator Kühlung verzichtet werden. LED-Lampen haben ein enges Emissionsspektrum und benötigen keinen optischen Filter, so dass sie gegenüber allen anderen Polymerisationsgeräten effizienter in der Photonenerzeugung sind (Jandt und Mills 2013).

Um zu verstehen, wie eine LED-Lampe funktioniert, beschreibt Sembdner in seiner Arbeit den Aufbau einer Leuchtdiode (Sembdner et al.). Eine Leuchtdiode ist ein elektrisches Bauelement aus einem Halbleitermaterial, das Strom nur in eine Richtung leitet. Eine Leuchtdiode besteht aus zwei Schichten von Halbleitern: eine mit Elektronenüberschuss (n-Schicht) und eine mit Elektronenmangel (p-Schicht). Wenn die beiden Schichten aufeinandertreffen, werden die Ladungsunterschiede an der Grenzschicht ausgeglichen. Sobald eine minimale Spannung in Flussrichtung angelegt wird, fließt der Strom von der n- zu der p-Schicht. Die Elektronen, die auf die positiv geladenen Atome treffen, geben ihre Energie in Form von Lichtblitzen frei (Sembdner et al.). Die Lichtstärke wird von der zunehmenden Stromstärke positiv beeinflusst (Buschendorf 1989). Die ausgestrahlte Lichtwellenlänge ist von der Art des Halbleitermaterials und von den Atomen, welche die Ladungsverteilung erzeugen, abhängig (Buschendorf 1989).

In der Entwicklung der LED-Lampen sind unterschiedliche Bestrahlungsprotokolle erstellt worden (Lussi et al. 2005). Das äußere Erscheinungsbild verdeutlicht, dass LED-Lampen eine Stift- oder eine Waffenform haben und entweder über ein Kabel angeschlossen oder kabellos sein können. Die Bestrahlung kann gepulst oder kontinuierlich sein, außerdem sind manche Lampen mit einem Soft-Start ausgestattet (Rueggeberg et al. 2017). Die

Belichtungszeit kann ebenfalls unterschiedlich eingestellt werden (von 1 s bis zu 20 s, bzw. länger).

LED-Lampen weisen diverse Lichtqualitäten und –quantitäten auf (Harlow, Sullivan et al. 2016; Shimokawa et al. 2016). Es gibt sowohl Lampen, die einen einzigen LED-Chip haben, als auch Lampen mit multiplen LED-Chips, die entweder Licht derselben oder verschiedener Wellenlängenbereiche abgeben. Es wurde nachgewiesen, dass Lampen mit einer einzelnen LED dieselbe Polymerisationsqualität wie Halogenlampen gewährleisten können (Guram und Shaik 2018).

2.2.1 Physikalische Größen für die Charakterisierung der Lichtleistung

Kirkpatrick fasste die Definitionen relevanter Begriffe für die Charakterisierung der Lichtleistung einer Polymerisationslampe in seiner Arbeit zusammen. Diese werden im Folgenden erläutert (Kirkpatrick 2005).

Die *Strahlungsleistung* des ausgesandten Lichtes, auch *Strahlungsfluss* genannt, ist diejenige Strahlungsenergie, die pro Zeitspanne von elektromagnetischen Wellen transportiert wird. Sie wird dementsprechend in Joule pro Sekunde (J/s) oder Watt (W) angegeben. Der *spektrale Strahlungsfluss* dient zur Kennzeichnung der Strahlung, die Wellenlängen aus einem bestimmten Spektralbereich enthält. Diese wiederum wird mit der Maßeinheit Milliwatt pro Nanometer (mW/nm) beschrieben.

Die Strahlungsleistung bzw. Lichtmenge, die von einer Oberfläche wie z. B. dem Lichtaustrittsfenster emittiert wird, ergibt die *spezifische Ausstrahlung* gemessen in Milliwatt pro Quadratcentimeter (mW/cm^2). Obwohl es sich um dieselbe Maßeinheit (mW/cm^2) handelt, ist unter der *Irradianz* die gesamte Leistung der eingehenden elektromagnetischen Energie zu verstehen, die auf eine Oberfläche mit bekannten Dimensionen trifft. Sie wird auch *Bestrahlungsstärke/Intensität* genannt. Die Irradianz ist klinisch relevanter, weil damit die Strahlungsleistung, die auf die Restaurationsoberfläche einwirkt, beschrieben wird. Die spezifische Ausstrahlung und die Irradianz sind nur dann numerisch gleich, wenn der Abstand zwischen Lichtquelle und Komposit bzw. Detektorsensor eines Messgeräts gleich Null ist. Das würde heißen, dass die gesamte Strahlungsleistung der Lampe auf dem Komposit/Sensor übertragen wird. Die spezifische Ausstrahlung alleine gibt keine Informationen über die Bestrahlung, die auf ein Komposit einwirkt. Sobald sich die Lichtquelle von dem Ziel entfernt, hat dies den Effekt, dass sich die Irradianz verringert, weil

sich das Licht über eine weitere Fläche verteilt (Price et al. 2011). Dabei wurde eine quadratische Abnahme der Lichtleistung mit dem Abstand nachgewiesen (Ernst et al. 2004).

Die *Bestrahlungsdosis* einer Lampe ist die zeitlich integrierte Irradianz und wird in Joule pro Quadratcentimeter (J/cm^2) gemessen. Diese physikalische Größe gibt die einfallende Strahlungsenergie pro Fläche an (Kirkpatrick 2005).

2.2.2 Methoden für die Messung der Lichtleistung

In vielen Forschungsarbeiten wird die Leistung einer LED-Lampe entweder entsprechend der Herstellerangaben und ohne jegliche Überprüfung oder durch Messung mit einem dentalen Radiometer erläutert (Price et al. 2015). Studien haben gezeigt, dass viele Lampen einerseits nicht die vom Hersteller angegebene Lichtleistung haben (Maghaireh et al. 2013; Shimokawa et al. 2018), andererseits können dentale Radiometer über einen einzigen Irradianzwert die Lichtleistung einer Lampe nicht vollständig und genau beschreiben (Harlow, Sullivan et al. 2016). Bestenfalls können dentale Radiometer, die von dem gleichen Hersteller wie die Polymerisationslampe vermarktet werden, akkurate Durchschnittswerte für die spezifische Ausstrahlung einer Lampe darstellen (Price et al. 2012).

Um die Lichtleistung einer LED-Lampe zu messen wird eine komplexe Ausrüstung benötigt. Dazu gehören Kosinus-Korrektoren oder Ulbrichtkugeln, Bandfilter für die Isolierung bestimmter Spektralbereiche, Thermosäulen und Spektrometer (Shortall et al. 2015). Klassische Methoden, wie z. B. Thermosäulen oder die Ulbrichtkugel, registrieren das ganze Spektrum der Lampe. Das erhaltene Maß wird durch die bekannte Oberfläche des Lichtleiters geteilt, so dass ein durchschnittlicher Wert für die Irradianz berechnet wird (Price et al. 2015).

Die Lichtleistung einer LED-Lampe kann anhand der ISO (International Organization for Standardization) 10650-2 (ISO 2007) bestimmt werden (Price et al. 2015). Dieser Standard, der als Testprotokoll dient, wurde vor der Entwicklung der modernen blau-violetten LED-Lampen verfasst und beschäftigt sich nur mit der Bewertung des Lichts im Wellenlängenbereich von 400 nm bis 515 nm. Er berücksichtigt die Lichtleistung im Emissionsspektrum zwischen 385 - 400 nm nicht, so dass er für die Beurteilung blau-violetter Lampen ungeeignet ist. Die spezifische Ausstrahlung (W/cm^2) als Quotient zwischen Strahlungsleistung und externe Fläche des Lichtaustrittsfensters muss laut dem Standard die vom Hersteller spezifizierten Werte erreichen. Price et. al haben festgestellt, dass dieses

Testprotokoll Einschränkungen unterliegt, die bei der Beurteilung der Polymerisationseffizienz der Lampe mitberücksichtigt werden müssen (Price et al. 2015). Es werden folgende vier Aspekte ignoriert: die auf dem Komposit auftreffende Irradianz, der Effekt des Abstands Lichtquelle-Komposit, der potentiell kleinere aktive lichtemittierende Bereich des Lichtleiters im Vergleich zum externen Lichtleiterdurchmesser (Michaud et al. 2014) und die Inhomogenität des Lichtstrahls. Sowohl die spezifische Ausstrahlung als auch das spektrale Emissionsprofil der LED-Lampen werden als homogen angenommen, so dass die Lampenleistung durch einen Ausstrahlungsmittelwert beschrieben wird. Die ISO 10650-2 gibt keine Auskunft über die spektralen Charakteristiken der LED-Lampen, obwohl deren spektrale Leistung von großem Interesse bei der Bewertung der Wirksamkeit im Polymerisationsprozess ist (Price et al. 2015). Die Leistung der Lampen mit einem gepulsten Bestrahlungsmuster oder mit einem initialen Peak in der Lichtausgabe kann anhand des genannten Protokolls nicht bestimmt werden, weil die ISO 10650-2 Daten nur in einem einzigen Moment aufzeichnet. Folglich kann in diesem Fall die Bestrahlung nicht als zeitlich integrierte Irradianz registriert werden. Die Beurteilung der Leistung von Lampen mit hoher Irradianz und einer kurzen Belichtungszeit (1 Sekunde) ist anhand dieses Standards ebenso unmöglich, da die Reaktion der Thermosäulen-Sensoren erst nach 2 Sekunden eintritt. Spektrometerbasierte Messmethoden, welche die Absicht der ISO 10650-2 erfüllen, sind fähig, die Einschränkungen des thermosäulenbasierten Testprotokolls, mit Ausnahme der Homogenitätsproblematik des Lichtstrahls, zu überwinden (Shortall et al. 2015).

Als Gold-Standard für die Charakterisierung der Lichtleistung der LED-Lampen in Laboruntersuchungen haben sich Ulbrichtkugel gekoppelt mit einem Spektroradiometer bewährt (Kirkpatrick 2005). Spektrometersysteme sind fähig, die Strahlungsleistung (W), den spektralen Strahlungsfluss (W/nm), die spezifische Ausstrahlung (W/cm^2) sowie die Bestrahlungsdosis (J/cm^2) in Echtzeit über den gesamten Polymerisationszyklus zu erfassen. Die Messungen sind dabei unabhängig von Leistungsvariationen der Lampe über die Zeit (Price et al. 2015). Durch viele Messungen pro Sekunde während der Belichtung sind diese Geräte sehr präzise. Zusätzlich können auch die Emissionsspektren der Lampen aufgezeichnet werden. Kalibrierte Radiometer, z. B. der checkMARCTM von Bluelight Analytics wurden als modifizierte Systeme für die Messung der Lichtleistung in Zahnarztpraxen erbaut. Diese Systeme funktionieren nach dem Ulbrichtkugelprinzip und bieten akkurate Lichtleistungsmessungen und Spektraldaten an, die mit den Ausgaben der

klassisch kalibrierten Ulbrichtkugel-Methode mit einer Prozentdifferenz $< 2\%$ übereinstimmen (Shortall et al. 2015).

2.3 Der Polymerisationsprozess

Das folgende Kapitel schildert die Charakteristiken der elektromagnetischen Strahlung bzw. des Lichts einer Polymerisationslampe, welche wichtige Faktoren im Polymerisationsprozess darstellen. Unterschiede im spektralen Strahlungsfluss, im Durchmesser des Lichtleiters und in der Ausstrahlung können die Fähigkeit, Komposite adäquat zu polymerisieren, negativ beeinflussen (Price et al. 2015; Shimokawa et al. 2016). Komposite und Lampen weisen hervorragende Merkmale auf und erzeugen langlebige Dentalrestorationen, wenn sie richtig aufeinander angepasst werden (Lempel et al. 2015). Die Energiemenge, die dem Material ausgesetzt wird, wird durch das Zusammenwirken von Irradianz der Polymerisationslampe und Belichtungszeit bestimmt (Kirkpatrick 2005). Um die vom Komposithersteller beabsichtigten mechanischen Eigenschaften in dem verwendeten Komposit zu erreichen, muss das Material genügend Energie bei einer geeigneten Wellenlänge erhalten (Segreto et al. 2016; Price et al. 2015; Pereira et al. 2015). Ein insuffizient polymerisierter Komposit wird nicht die gewünschten Merkmale erlangen (Price et al. 2015). Die Hauptursachen für das klinische Versagen von Dentalrestorationen im Seitenzahnbereich sind Sekundärkaries und Füllungsfrakturen (Rasines Alcaraz et al. 2014; Astvaldsdottir et al. 2015). Durch den Schrumpfungsstress der Komposite kommt es zu Randspalten an der Grenzfläche zwischen Restauration und Zahn und zur Bildung von Sekundärkaries wegen der unzureichenden Haftung des Komposits an der Zahnhartsubstanz (Fronza et al. 2015; Kim et al. 2015). Weitere Nachteile einer insuffizienten Polymerisation sind die verringerte Durchhärtungstiefe und Monomerumsatzrate (= Anzahl der in der Polymerkette überführten Monomere) sowie die Ablösung von schädlichen Substanzen aus verfestigtem Komposit (Leprince et al. 2011; Ilie et al. 2014). Füllungsfrakturen bis zum vollständigen Füllungsverlust werden durch eine insuffiziente Polymerisation und die folglich unbefriedigenden mechanischen Eigenschaften der Materialien hervorgerufen, sind aber auch abhängig von der Kavitätenform, Qualität und Quantität der verbliebenen Zahnhartsubstanz und von der Okklusion des Patienten (Fronza et al. 2015; Kim et al. 2015). Dennoch wurde nachgewiesen, dass die physikalisch-mechanischen Eigenschaften der Komposite viel mehr von der organischen Matrix, Photoinitiatorotyp sowie Füllkörpergröße und -volumen als von der Bestrahlungsdosis beeinflusst werden (Cuevas-Suarez et al. 2018).

Eine evidenzbasierte Übersichtsarbeit (Price, Shortall und Palin 2014) gibt Auskunft über die Relevanz der Polymerisationslampen, die heutzutage in Zahnarztpraxen verwendet werden. Die wichtigsten Erkenntnisse und weitere Faktoren, die die Polymerisationsqualität der Komposite beeinflussen und dabei den Erfolg einer Zahnrestauration bestimmen können, werden in den nächsten Unterkapiteln erläutert.

2.3.1 Irradianz und Lichtstrahlhomogenität

Ein wichtiger Aspekt für die Beurteilung der Kompositpolymerisation ist der Homogenitätsgrad des ausgesandten Lichtstrahls. Studien beweisen, dass LED-Lampen diverse Homogenitätsgrade in deren Lichtstrahl aufweisen können (Michaud et al. 2014; Shimokawa et al. 2016). Werden die Mikrohärteergebnisse im Komposit berücksichtigt, können bei einer insuffizienten Belichtung die spektrale Inhomogenität der Lampen und Regionen mit unterschiedlicher Irradianz die Qualität der Kompositpolymerisation an der Oberfläche und in der Tiefe der Restauration negativ beeinflussen (Haenel et al. 2015; Price, Labrie et al. 2014). Als Folge einer durch Lichtstrahlhomogenität verursachten irregulären Polymerisation entstehen Unebenheiten in den mechanischen Eigenschaften der Komposite (de Magalhaes Filho et al. 2015; Price, Labrie et al. 2014). Es kommt ebenso zur Bildung von Temperaturunterschieden in der Restauration, die die Entwicklung von Polymerisationsstress begünstigen und die Haftung des Komposits am Zahn beeinträchtigen (Haenel et al. 2015; Price, Labrie et al. 2014).

Die Lichtleistung der Polymerisationslampen wird vom Hersteller häufig fälschlicherweise lediglich durch ihre Irradianz beschrieben (Price et al. 2015). Dieser Wert ist aber ein Mittelwert der gemessenen Irradianzen, die während der Belichtung registriert werden. Er ist nicht in jedem Punkt des Lichtleiters gleichmäßig verteilt, wobei Regionen von hoher oder niedriger Irradianz nicht berücksichtigt werden (Vandewalle et al. 2008). Außerdem macht ein einziger Irradianzwert keine Aussagen über die vom Komposit erhaltene Lichtenergie und reflektiert nicht den Belichtungsabstand und den Heterogenitätsgrad des Lichtstrahls (Price, Rueggeberg et al. 2010). Es wurde festgestellt, dass die Irradianz der blauen LED-Lampen gleichmäßiger als die der violett-blauen Lampen über dem Lichtleiter verteilt ist (Michaud et al. 2014).

Für die Beurteilung der Lichtstrahlhomogenität wurden Systeme für Lichtstrahlanalysen erbaut. Diese veranschaulichen die Irradianzverteilung im Lichtstrahl (Haenel et al. 2015; Shortall et al. 2015). Sie sind fähig, „cold spots“, also Lichtleiterregionen mit Irradianzen \leq

400 mW/cm², oder „hot spots“, worunter Regionen mit Irradianzen ≥ 4500 mW/cm² zu verstehen sind, zu identifizieren (Price et al. 2015). Lokalisierte hohe Irradianzen erzeugen einen hohen Polymerisationsstress im Komposit, da der entwickelte Stress im Polymerisationsprozess nicht angemessen abgebaut werden kann (Taubock et al. 2014). Eine andere Folge lokalisierter hoher Irradianzen ist die schnelle Bildung von Radikalen, die die Terminierung der Polymerketten beschleunigen und frühzeitig beenden, so dass die Monomerumsatzrate im Komposit herabgesetzt wird (Feng et al. 2009).

Wenn keine Informationen über die Strahlungsleistung vorhanden sind, sollte versucht werden, die Messung durch kontrollierte Verschiebung der Lampe um einige Millimeter zu wiederholen (Rueggeberg 2011). Damit erhalten alle Kompositregionen, auch die Peripherie der Restauration, befriedigende Irradianzen (Choudhary und Suprabha 2013). Davon sind vor allem Lampen betroffen, deren Lichtstrahlprofil nur in der Mitte des lichtemittierenden Bereichs hohe Irradianzen zeigen (Shimokawa et al. 2018). Bedacht werden muss, dass die mesio-distale Ausdehnung eines Molars ungefähr 10 mm ist. LED-Lampen, die nicht die gesamte mesio-okklusale-distale (MOD) Restauration im Seitenzahnbereich abdecken können, weil sie einen kleinen aktiven lichtemittierenden Bereich (≤ 7 mm im Durchmesser) oder einen kleinen externen Durchmesser haben, ebenfalls die Verschiebung der Lampe erfordern (Price 2017; Shimokawa et al. 2016; Soares et al. 2017).

Die multiple Bestrahlung verlängert die Belichtungszeit. Das kann eine schädliche Temperaturerhöhung in der Pulpakammer und dem umgebenden Weichgewebe hervorrufen, insbesondere bei Zähnen mit wenig verbliebener Hartschicht (Mouhat et al. 2017). Bei aufeinanderfolgenden Bestrahlungen besteht zudem das Risiko, Wärme über dem Schwellenwert von 5,5°C in der Pulpakammer zu generieren. Irreversible Schäden des Nervs wären die Folge (Runnacles et al. 2015). Daher überarbeiten die Hersteller der Lampen die Charakteristiken ihrer Produkte, um verbesserte Eigenschaften im Sinne der Lichtstrahlhomogenität zu erzielen (Price et al. 2015).

2.3.2 Emissionsspektrum der Lampe und Absorptionsspektrum des Komposits

Jandt und Mills stellten fest, dass für eine adäquate Polymerisation der Energiebedarf des Komposits und dessen spektrale Anforderungen auf die Leistung der Polymerisationslampe abgestimmt werden müssen (Jandt und Mills 2013). Blaue LED-Lampen haben im Vergleich zu den konventionellen Halogenlampen ein schmaleres Emissionsspektrum (Price, Labrie et

al. 2010). Es ist für die Aktivierung des am häufigsten in Dentalkompositen verwendeten Photoinitiator, Kampferchinon bei ~ 468 nm, geeignet (Jandt und Mills 2013). Bei einigen blauen LED-Lampen mit Emissionspeaks in diesem hohen Wellenlängenbereich wurde kein Licht unter 440 nm registriert (Price et al. 2015). Heutzutage werden alternative Photoinitiatoren zu einigen Komposite beigefügt, deren Absorptionsmaximum bei ~ 410 nm nicht ideal dem Emissionsspektrum einer blauen LED-Lampe angepasst ist (Santini et al. 2012). Die Einführung der blau-violetten LED-Lampen ermöglicht es, ein breiteres Emissionsspektrum zu erzeugen. Sie haben sowohl violette als auch blaue LED-Chips und haben somit spektrale Peaks sowohl bei geringen (~ 410 nm - violette Lichtspektrum) als auch bei höheren (~ 460 nm - blaue Lichtspektrum) Wellenlängen (Bluephase Style, Ivoclar Vivadent). Diese breitbandigen Lampen werden für die Aktivierung von Kompositen mit Absorptionsmaxima bei kleineren Wellenlängen benötigt (Cardoso et al. 2017; AL Shaafi et al. 2016). Trotzdem ist zu bedenken, dass violettes Licht nicht so tief wie blaues Licht in die Tiefe dringen kann (Ilie 2017). Dementsprechend können die alternativen Photoinitiatoren in der Tiefe nicht richtig aktiviert werden. Insuffizient polymerisierte Kompositanteile verbleiben dann dort (Harlow, Rueggeberg, et al. 2016; Shimokawa et al. 2017). Die Verteilung unterschiedlicher LED-Chips (violett, blau) verstärkt das Problem der Inhomogenität (Price, Labrie et al. 2014), wodurch in bestimmten Regionen entweder nur violettes (~ 400 - 410 nm) oder nur blaues (~ 450 - 470 nm) Licht ausgesendet wird (Price, Labrie et al. 2010). Lichtstrahlprofile veranschaulichen sowohl die Verteilung der im Lichtstrahl existierenden Photonen, als auch deren Wellenlänge. Bei einigen blau-violetten Lampen wird trotz der inhomogenen Verteilung von Photonen violettes Licht über dem ganzen Lichtaustrittsfenster emittiert (Shimokawa et al. 2018). Es zeigte sich, dass bei blau-violetten LED-Lampen die Regionen erhöhter Irradianz der Position der blauen LED-Chips auf dem Lichtleiter entsprechen (Michaud et al. 2014). Für eine adäquate Polymerisation ist es empfehlenswert, dass die ganze Restaurationsoberfläche homogenes Licht mit dergleichen Irradianz und demselben Wellenlängenbereich erhält (Shimokawa et al. 2018).

2.3.3 Effekt des Abstands der Lichtquelle zum Komposit

Die Strahlbreite wird von dem Abstand der Lichtquelle zum Komposit/Sensor beeinflusst und daher ist auch die Irradianz von diesem Abstand abhängig (Price et al. 2011). Die Untersuchung dieser Problematik ist für den Fall relevant, wenn es um tiefe Kavitäten wie z. B. in den Approximalkästen einer Klasse II Präparation geht, wo der Lichtleiter nicht direkt über dem Komposit platziert werden kann. Die Bestrahlungsdosis wird als Produkt von

Irradianz und Belichtungszeit berechnet (Kirkpatrick 2005). Folglich wäre zur Kompensation einer niedrigen Irradianz eine längere Belichtungszeit erforderlich. Erwünscht sind Polymerisationslampen, die einen gut kollimierten Lichtstrahl bei einem geringen Irradianzabfall bis zu 8 mm haben (Price, Shortall und Palin 2014). Studien haben bewiesen, dass viele Lampen unter idealen Laboreinrichtungen eine höhere Bestrahlungsdosis als der Energiebedarf des Materials haben, wobei diese Werte unter klinischen Bedingungen massiv abfallen (Price, Strassler et al. 2014).

2.3.4 Einfluss des effektiven Lichtleiterdurchmessers auf die spezifische Ausstrahlung

Der aktive lichtemittierende Bereich (effektive Lichtleiterdurchmesser) der kommerziellen LED-Lampen variiert in der Größe (Shimokawa et al. 2018). Er stimmt nicht mit dem externen Durchmesser des Lichtleiters überein (Price et al. 2015; Shimokawa et al. 2018). In einer Studie wurde festgestellt, dass der effektive Lichtleiterdurchmesser um 10 - 20 % kleiner als der externe Lichtleiterdurchmesser sein kann (Michaud et al. 2014). Folglich würden bei einer MOD Restauration die mesialen und die distalen Kompositregionen nicht genügend bestrahlt werden, wenn die mesio-distale Ausdehnung eines Molars und der externe Lichtleiterdurchmesser 10 mm betragen.

Die spezifische Ausstrahlung wurde als Quotient zwischen der Strahlungsleistung und der Austrittsfläche beschrieben (Kirkpatrick 2005). Dementsprechend kann jeder kleine Unterschied in der Größe des effektiven Lichtleiterdurchmessers einen Unterschied in der spezifischen Ausstrahlung hervorrufen. Infolgedessen werden zwei Lampen mit derselben Strahlungsleistung aber unterschiedlich großen effektiven Lichtleiterdurchmesser zwei verschiedene spezifische Ausstrahlungen aufweisen. Die Lampe mit dem größeren effektiven Lichtleiterdurchmesser wird über eine kleinere spezifische Ausstrahlung als die Lampe mit dem kleineren effektiven Lichtleiterdurchmesser verfügen.

2.3.5 Einfluss der hygienischen Maßnahmen auf die Polymerisation

Für eine ideale Patientenversorgung sind Kreuzinfektionen in der Zahnfüllungstherapie zu vermeiden. Ein steriles Umfeld muss daher während des Prozesses gewährleistet sein (Strydom 2002). Es wurde nachgewiesen, dass die direkte Desinfektion und das Autoklavieren von Lampenbestandteilen die Lichtleistung mit der Zeit beeinträchtigen können (Kofford et al. 1998; Kakaboura et al. 2004). Aus hygienischen Gründen sollen die Lichtleiter der Lampen durch eine durchsichtige Kunststoffolie als Bakterienbarriere

geschützt werden. Diese Schutzfolie ist ein weiterer Faktor für den Irradianzabfall und folglich für eine verminderte Lichtleistung verantwortlich, so dass das Polymerisationsprotokoll dementsprechend angepasst werden muss (Hwang et al. 2012).

2.3.6 Aufrechterhaltung der maximalen Leistung einer Polymerisationslampe

Die Leistung der eingesetzten Polymerisationslampen muss in jeder Zahnarztpraxis überwacht werden, um sicherzustellen, dass damit zuverlässige Restaurationen hergestellt werden (Rueggeberg 2011). Dabei ist es empfehlenswert, regelmäßig die Lichtausgabe entsprechend den klinischen Anforderungen durch ein dentales Radiometer oder durch einen vereinfachten Scratch-Test zu überprüfen (Rueggeberg 2011; Rueggeberg et al. 2009). Diese Testvorrichtungen können die Lichtleistung der Lampe zwar nicht akkurat beschreiben, sie veranschaulichen aber potentielle Veränderungen in der registrierten Irradianz. Der Zahnarzt kann somit eine Störung der Polymerisationslampe frühzeitig entdecken und die geeignete Belichtungszeit für diverse Komposite bei klinisch vorgegebenen Abständen auswählen (Price, Shortall und Palin 2014). Die Entscheidung für eine Belichtungszeit, die für alle Komposit/Lampe-Kombinationen gilt, ist unmöglich. Eine Vielfalt von Faktoren wie die Leistung der verwendeten Lampe, die Zusammensetzung der eingesetzten Komposite oder klinische Gegebenheiten müssen mitberücksichtigt werden. Logischerweise ist eine weitere Grundvoraussetzung zur Aufrechterhaltung der maximalen Lampenleistung die Arbeit mit einem schadenfreier und perfekt sauberer Lichtleiter während der gesamten Lichtübertragung (Price, Shortall und Palin 2014).

2.3.7 Behandlungstechnik beim Polymerisationsvorgang

Zahnärzte können durch die Patientenlagerung und der Einsatztechnik der Lampen die vom Komposit erhaltene Bestrahlung beeinflussen (Federlin und Price 2013). Studien mit Patientensimulatoren berichten von großen Variationen der ausgesandten Bestrahlung, wenn verschiedene Operatoren dieselbe Lampe unter denselben Polymerisationsbedingungen verwenden (Mutluay et al. 2014; Price, Strassler et al. 2014). Der Zahnarzt sollte fähig sein, die Lampe in die richtige Position zu bringen und sie über den gesamten Polymerisationszyklus dort zu halten, um die Irradianz nicht zu vermindern (Federlin und Price 2013). Die Ausrichtung des Lichtleiters über der Restauration kann unter bestimmten Umständen die Irradianz negativ beeinflussen (Price, McLeod und Felix 2010). Dies passiert vor allem in den Approximalkästen einer Klasse II Restauration, in der z. B. ein gewinkelter

Lichtleiter eine verringerte Lichtmenge im distalen Teil abgibt (Michaud et al. 2014; Soares, Rodrigues, Oliveira et al. 2017). Infolgedessen würde das Komposit im approximalen Kastenboden ungenügend polymerisiert werden.

Die Lichtleistung der Lampe wird gesteigert, wenn sie während des gesamten Polymerisationsvorgangs senkrecht und in unmittelbarer Nähe zum Komposit platziert wird (Price, McLeod und Felix 2010). Ein geradliniger Zugang ist etwa bei Komposite in untersichgehenden Kavitäten nicht gegeben. In diesem Fall ist es erforderlich, den Lichtleiter zu neigen und eventuell eine zusätzliche Polymerisation von bukkolingual vorzunehmen, wenn es um Approximalkästen geht (Price, Shortall und Palin 2014). Außerdem soll beachtet werden, dass in der ersten Sekunde des Polymerisationsvorgangs der Lichtleiter 1 mm von der Restauration entfernt ist. Damit kann das Anheften des initial weichen Komposits an dem Lichtleiter bis zum Erreichen einer bestimmten Oberflächenhärte verhindert werden, was die Lichtübertragung beeinträchtigen würde (Price, Shortall und Palin 2014).

2.3.8 Effekt der Restorationslage im Mundraum

Die Irradianz und der spektrale Strahlungsfluss der LED-Polymerisationslampen werden auch von der Restorationslage im Mundraum beeinflusst. Bei einem interinzisalen Abstand von 35 mm wurde für viele Lampen ein signifikant verringerter Irradianzwert im Seitenzahnbereich im Vergleich zum Frontzahnbereich registriert (Soares et al. 2017). Die Gründe dafür sind der erschwerte Zugang und die eingeschränkte Sichtverhältnisse im Seitenzahnbereich, wodurch der Lichtleiter nur schwer über der Restauration platziert werden kann (Mutluay et al. 2014). Weiterhin sind das Design der Lampe bzw. des Lichtleiters und die Fähigkeit des Zahnarztes, die Lampe richtig im Mund zu positionieren, für den Irradianzunterschied zwischen Front- und Seitenzahnbereich verantwortlich (Bhatt et al. 2015). Für blau-violette Lampen wurden ähnliche Emissionsspektren im Frontzahn- sowie im Seitenzahnbereich aufgezeichnet (Soares et al. 2017).

2.4 Informationsbedarf der Zahnärzte und Forscher

Damit Zahnärzte und Forscher das ideale Polymerisationsprotokoll und das passende Polymerisationsgerät auswählen können, müssen DentalproduktHersteller Informationen sowohl über die Lichtleistung der Lampen als auch über die Absorptionsspektren der im Komposit enthaltenen Photoinitiatoren zugänglich machen. Sie müssen die Homogenität des Lichtstrahls und die Strahlungsleistung über den gesamten Belichtungszyklus beschreiben. Zusätzlich sollten die Unterschiede zwischen der von der Lampe ausgesandten und der vom

Komposit empfangenen Lichtmenge gemessen und dem Anwender der Lampen zur Verfügung gestellt werden (Price et al. 2015). Die Hersteller müssen die Eigenschaften der Lampe nicht nur unter idealen Laboreinrichtungen beschreiben, weil die klinische Mundraumsituation selten idealen Polymerisationsbedingungen entspricht.

2.5 Bulk-Fill Komposite in der Zahnfüllungstherapie

Im Folgenden wird der Forschungsstand der modernen Bulk-Fill Kompositen (BFK) ermittelt, weil in dieser Arbeit die Polymerisationsqualität in Materialien dieser Klasse analysiert wurde. BFK können in einem einzigen Inkrement von 4 oder 5 mm Dicke in die Zahnkavität eingesetzt werden, ohne dass eine längere Belichtungszeit oder eine erhöhte Irradianz benötigt werden (Ilie et al. 2013; Bucuta und Ilie 2014; Van Ende et al. 2017). Das reduziert die Behandlungszeit, vor allem wenn es um direkte Restaurationen in großen Kavitäten im Seitenzahnbereich geht (Margeas 2015). Vorteilhaft ist außerdem, dass durch die verminderte Schichtanzahl beim Legen einer großen Füllung die Wahrscheinlichkeit für eine Bakterienkontamination oder Lufteinschlüsse zwischen den Kompositen-schichten herabgesetzt wird (Margeas 2015). Derartige Fehler können bei der üblichen Schichttechnik mit 2 mm dicken Inkrementen aus konventionellen Kompositen auftreten. Die Einführung von BFK ermöglicht, die zeitaufwändige inkrementelle Schichttechnik konventioneller Komposite zu ersetzen. Eine der Hauptansprüche der BFK ist der reduzierte Schrumpfstress. Bisher umstritten ist, ob der Schrumpfstress bei der Bulk-Fill-Technik geringer ist als bei der inkrementellen Schichttechnik konventioneller Komposite (Miletic et al. 2016; Al Sunbul et al. 2016).

Die große Variation in den Eigenschaften der BFK ist in in-vitro Studien intensiv erforscht worden (Ilie et al. 2013; Bucuta und Ilie 2014). Wegen deren befriedigenden physikalischen und mechanischen Eigenschaften (McHugh et al. 2017; Ilie et al. 2013) sowie der guten marginalen Anpassung (Campos et al. 2014), Haftung an der Zahnhartsubstanz (Peutzfeldt et al. 2018; Sagsoz et al. 2016) und Biokompatibilität (Toh et al. 2015) haben sich diese Materialien als hochwertige Füllungswerkstoffe bewährt. Die Hauptunterteilung der BFK erfolgt in zwei Kategorien: hochvisköse, stopfbare BFK und niedrigvisköse, fließfähige BFK. Erstere zeigen individuell und ohne zusätzliche Maßnahmen ähnliche oder sogar bessere Eigenschaften als Mikrohybrid-Komposite (Ilie et al. 2013). Diese werden verwendet, um die ganze Kavität zu füllen, wobei die Okklusalfäche der Restauration direkt modelliert werden kann. Die niedrigviskösen BFK erfordern wegen des kleinen Elastizitätsmoduls eine

Deckschicht aus einem konventionellen, stopfbaren Komposit, weil sie einen geringen Füllstoffgehalt und folglich verringerte mechanische Eigenschaften haben (Ilie et al. 2013; Kelic et al. 2016). Infolgedessen werden die niedrigviskösen BFK meistens als Dentinersatz eingesetzt. Die Schicht aus konventionellem Komposit oder hochviskösem BFK ermöglicht die okklusale anatomische Modellierung. Zahnärzte sollten dem Prinzip der Behandlungsverkürzung folgen, welches aber bei dieser Methode durch die zusätzliche Deckschicht gefährdet ist. Dennoch verbessert die erwähnte Deckschicht die Ästhetik der Restauration, die in manchen älteren Materialien wegen dem Einschluss von großen Füllkörpern ($> 20 \mu\text{m}$) in BFK bemängelt wird (Ilie et al. 2013). Beim Beachten des genannten Schichtungsprotokolls weisen die niedrigvisköse BFK jedoch durch deren Fließfähigkeit eine bessere marginale Adaptation auf und sind mechanisch zuverlässiger als hochvisköse BFK (Bucuta und Ilie 2014). Um das Problem mangelhafter marginaler Adaptation hochvisköser BFK zu überwinden, kann ein niedrigvisköser BFK als Sealer auf dem Kavitätenboden eingesetzt werden, gefolgt von Schichten mit hochviskösem BFK. Was die marginale Adaptation und Randspaltbildung betrifft, sahen diverse Studien keinen signifikanten statistischen Unterschied zwischen BFK und konventionellen Kompositen (Furness et al. 2014). Andere wiederum beobachteten einen besseren Randschluss bei BFK (Orlowski et al. 2015). Zusätzlich gibt es BFK, deren Viskosität durch Ultraschallaktivierung verändert werden kann. Dies bewirkt, dass beim Einsetzen des Komposits der initiale hochvisköse Zustand vorübergehend in einen niedrigviskösen Zustand gesetzt werden kann, was zu einer verbesserten marginalen Adaptation führt. Im Anschluss ist die Modellierung der Okklusalfäche möglich (SonicFill, Kerr). Der klinische Langzeiterfolg der BFK ist wegen der kurzen Beobachtungszeit von Forschungsergebnissen nur schwer zu beurteilen. Verlaufsstudien für Zahnrestorationen aus BFK lassen ähnlich gute Ergebnisse vermuten wie für Restaurationen aus konventionellen Kompositen, die in 2 mm dicken Inkrementen geschichtet werden (van Dijken und Pallesen 2016; Yazici et al. 2017).

Bei BFK bestehen immer noch Bedenken darüber, ob ein so großes Kompositvolumen durch eine einzige Lichtexposition, wie vom Hersteller empfohlen, adäquat polymerisiert werden kann. Folglich wird die Polymerisationswirksamkeit in dicken Inkrementen noch in Frage gestellt. Verbleibt in den tiefen Schichten einer Restauration unpolymerisiertes Komposit, besteht die Gefahr, dass postoperative Sensibilitäten, Randspalten und Sekundärkaries entwickelt werden (Kim et al. 2015). Wegen den äußerst eingeschränkten klinischen Studien werden die Ergebnisse aus Laboruntersuchungen herangezogen. Viele Studien bestätigen

akzeptable Polymerisationstiefen von 4 mm (Zorzin et al. 2015; Par et al. 2016). Dagegen haben andere Arbeiten ein adäquates Polymerisationsergebnis der BFK nur bis 2 oder 3 mm Tiefe gefunden (Yap et al. 2016; Garcia et al. 2014). Infolgedessen kann behauptet werden, dass nicht alle kommerziellen BFK unter den gleichen Bedingungen ausreichend polymerisiert werden können. Die Ergebnisse einer systematischen Überprüfungsarbeit bestätigen, dass die Polymerisation der BFK in 4 mm tiefen Schichten abhängig von Bestrahlungsdosis und Materialzusammensetzung (Photoinitiator, Füllkörpermorphologie und -dichte und Pigmente) ist (Lima et al. 2018). Es wurde bewiesen, dass bei bestimmten BFK die vom Hersteller empfohlenen Belichtungszeiten nicht für eine entsprechende Polymerisation ausreichend sind und diese Komposite längere Belichtungszeiten erfordern (Tarle et al. 2015). Garcia et al. stellten eine signifikant geringere Polymerisationstiefe bei kommerziellen fließfähigen Bulk-Fill Komposite fest, womit diesbezüglich anderslautende Behauptungen der Hersteller widerlegt wurden (Garcia et al. 2014). Andererseits wurde veranschaulicht, dass die vom Hersteller benannten Härtewerte in tieferen Schichten von Bulk-Fill Restaurationen bei idealen Polymerisationsbedingungen realistisch sind (Bucuta und Ilie 2014; Alrahlah et al. 2014; El-Damanhoury und Platt 2014).

2.5.1 Optimierte Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite

Bulk-Fill Komposite wurden mit dem Ziel eingeführt, direkte Kompositrestaurationsprozesse zu vereinfachen und zu beschleunigen, ohne dass die Qualität, Integrität und das klinische Verhalten der Zahnversorgungen herabgesetzt werden. Dabei soll eine vergrößerte Polymerisationstiefe bei einer einzigen Lichtexposition erreicht werden (Margeas 2015).

Die optimierte Polymerisationstiefe ist durch die erhöhte Transluzenz der BFK und durch zusätzliche effizientere Photoinitiatoren möglich (Fronza et al. 2017; Son et al. 2017). Die Qualität der Polymerisation in tiefen Kompositsschichten wird durch die hier ankommende Photonenmenge bestimmt (Phillips 1984). BFK zeigen eine höhere Transluzenz als konventionelle Komposite, so dass die Lichtdiffusion durch das Material gesteigert ist und eine größere Polymerisationseffizienz zu erwarten ist (Reis et al. 2017). Die in BFK reduzierte Pigmentenmenge, der geringe Füllstoffgehalt und die großen Füllkörper erlauben eine verbesserte Lichtdurchlässigkeit in den tiefen Kompositanteilen (Bucuta und Ilie 2014). Der Effekt großer Füllkörper ist in eine verkleinerte Matrix-Füllkörper-Grenzfläche zu beobachten (Bucuta und Ilie 2014). An dieser Grenzfläche wird das Licht aufgrund der unterschiedlichen Brechungsindizes der Matrix und der Füllkörper gestreut. Je kleiner die

Grenzfläche ist, desto geringer ist die Lichtstreuung und folglich die Lichtdurchlässigkeit höher (Shortall et al. 2008). Es wurde festgestellt, dass nur 9 bis 24 % des blauen bzw. 3 bis 9 % des violetten einfallenden Lichts die Polymerisationstiefe von 4 mm erreichen (Ilie 2017). Je transluzenter das Komposit ist, desto schneller wird die übertragene Irradianz bei einer vergrößerten Schichtstärke verringert (Ilie 2017). Allerdings leidet die Ästhetik der Restaurationen durch die erhöhte Transluzenz der BFK. Diese können die dunkle optische Wirkung aus dem Mundraum und die Verfärbungen der Zahnhartsubstanz nicht angemessen verbergen. Folglich erscheinen die Restaurationen gräulich, so dass diese nicht für den Frontzahnbereich geeignet sind (Ilie et al. 2013). Durch die Modifikation der organischen Matrix bzw. dem Hinzufügen von speziellen Monomeren in der chemischen Zusammensetzung der BFK wurde versucht, eine erhöhte Opazität zu erzielen. Ob die zwei widersprüchlichen Materialeigenschaften – Opazität und Lichtdurchlässigkeit in 4 - 5 mm dicken Schichten – miteinander funktionieren können, hat sich als materialabhängig bewiesen (Ilie 2018). Diese neuen BFK sind ursprünglich transluzent und werden während der Polymerisation opaker, wobei die erreichte Opazität aber die Polymerisationskinetik bzw. den Polymerisationsgrad der Komposite negativ beeinflussen kann (Ilie 2018).

Meistens wird die Polymerisationstiefe der BFK in einem Kompositprüfkörper beurteilt, dessen Durchmesser von 10 mm der mesio-distale Ausdehnung eines Molars entspricht. Beim Verwenden einer Lampe mit homogener Irradianz ist die Polymerisationstiefe in einer großen Restauration auch vom Messungsort (zentral oder in der Peripherie) abhängig (Ilie 2018; Ilie und Luca 2018). Sie wird mehr vom verwendeten Material als von der eingesetzten Lampe beeinflusst (Ilie 2018; Ilie und Luca 2018). Die zentriert gemessene Polymerisationstiefe hat sich um ~ 15 % höher als im peripheren Bereich des Kompositprüfkörpers ergeben (Ilie 2018). Die mikro-mechanischen Eigenschaften der BFK variieren nach demselben Muster, wobei die Härteunterschiede zwischen zentriert und peripher erst ab einem Belichtungsabstand von 3 mm bedeutend sind und sich mit einem vergrößernden Abstand verstärken (Ilie 2018). BFK tolerieren geringfügige Änderungen in der Position der Lampe besser als die Erhöhung des Abstands zum Komposit (Ilie 2018).

2.5.2 Polymerisation der Bulk-Fill Komposite

Für die Polymerisation der BFK wird eine Irradianz von mindestens 400 mW/cm² empfohlen (Zorzin et al. 2015). Zum Erreichen einer Polymerisationstiefe von 4 mm wird eine Bestrahlungsdosis im Bereich 6-24 J/cm² benötigt (Ilie und Stark 2014). Eine aktuelle Studie

bestätigt, dass eine minimale Bestrahlungsdosis von 14 J/cm^2 (basierend auf der maximalen Polymerisationsrate als Funktion der Bestrahlungsdosis) für eine adäquate Polymerisation der BFK erforderlich ist (Daugherty et al. 2018). Im Gegensatz dazu wird in anderen Studien eine Bestrahlungsdosis von 16 J/cm^2 als insuffizient für die Polymerisation in 4 mm tiefen Schichten beschrieben (Garcia et al. 2014; Yap et al. 2016). Eine systematische Überprüfungsarbeit untersuchte Studien, in denen die Polymerisationstiefe nach 20 Sekunden Belichtungszeit mit einer Lampe mit $\sim 1000 \text{ mW/cm}^2$ Irradianz analysiert wurde. Dabei wiesen alle diese Studien befriedigende Polymerisationsergebnisse bei einer Mindestbestrahlungsdosis von 20 J/cm^2 auf (Lima et al. 2018).

Im Rahmen der Polymerisation von Bulk-Fill Komposite muss auch das Bunsen-Roscoe Reziprozitätsgesetz berücksichtigt werden. Das Gesetz beschreibt die Antiproportionalität zwischen Irradianz und Belichtungszeit für einen gleichbleibenden photochemischen Effekt. Es wird angenommen, dass die Polymerisationsantwort der Komposite eher von der Bestrahlungsdosis als Produkt der beiden Faktoren abhängt und nicht von den getrennten Faktoren (Selig et al. 2015). Dieses Konzept gilt jedoch nicht für Polymerisationslampen mit hohen Irradianzen und extrem kurzen Belichtungszeiten (~ 3 Sekunden), weil Irradianz und Belichtungszeit die Polymerisationstiefe und -rate in BFK unabhängig voneinander beeinflussen (Selig et al. 2015; Daugherty et al. 2018). Eine Studie verglich die Konsequenzen sowohl einer langen Belichtung bei geringer Irradianz als auch einer kurzen Belichtung bei hoher Irradianz. Eine lange Belichtung bei geringer Irradianz und die entsprechend erhöhte Bestrahlungsdosis resultierten in einer vergrößerten Polymerisationstiefe in BFK (Daugherty et al. 2018; Ilie und Stark 2014). Im Gegensatz dazu scheint die Irradianz einen größeren Einfluss auf die Bestrahlungsdosis zu haben, weil bei Irradianzwerten $< 1000 \text{ mW/cm}^2$ und verlängerten Belichtungszeiten eine mangelhafte Polymerisation in BFK identifiziert wurde (Son et al. 2017; Garoushi et al. 2016).

Wird eine große Kavität im Seitenzahnbereich in einem Zug mit einer einzigen Kompositportion gefüllt, können multiple Bestrahlungen für eine ausreichende Polymerisation erforderlich sein. Um die Behandlungszeit zu reduzieren und auf überlappende Bestrahlung zu verzichten, sind auch für die Polymerisation der BFK LED-Lampen mit einem großen Lichtaustrittsfenster und einem homogenen Lichtstrahl empfohlen (Shimokawa et al. 2016). Wenn der Sättigungspunkt im Polymerisationsprozess erreicht wird, können keine weiteren Radikale gebildet werden. Die Radikale, die bis zu dem Punkt nicht in die Polymerkette miteinbezogen worden sind, werden gefangen (Phillips 1984).

Dementsprechend wird ab einem Punkt eine höhere Bestrahlung die Monomerkonversion (Rueggeberg et al. 2017; Selig et al. 2015) und die Polymerisationstiefe (Daugherty et al. 2018) im Komposit nicht mehr oder nur geringfügig beeinflussen. Eine weitere Bestrahlung wäre wegen einer überflüssigen Temperaturerhöhung in der Pulpakammer eher nachteilig.

Die Mikrohärtigkeit in BFK kann sowohl vom Lichtleiterdurchmesser als auch von der Lichtstrahlhomogenität beeinflusst werden. In einer Studie wurden die Mikrohärtewerte an der unteren Seite von 4 mm dicken BFK-Prüfkörpern gemessen, wobei sowohl blaue als auch blau-violette LED-Lampen verwendet wurden. Bessere Ergebnisse erzielten die Tests mit blauen LED-Lampen (Shimokawa et al. 2018). Die Interaktion zwischen der Bestrahlungsdosis einer Lampe und der Polymerisation ist exponentiell. So ergibt sich – gemessen an jedem Punkt in den Mikrohärtetarten – eine positive lineare Korrelation zwischen der Mikrohärtigkeit und der Strahlungsleistung der LED-Lampen (Shimokawa et al. 2018). Allerdings verstärkt sich die negative Auswirkung der Inhomogenität in der Lichtleistung verschiedener Polymerisationslampen in BFK-Restaurationen (Ilie 2017).

2.6 Messmethoden der Polymerisationstiefe

Für die Ermittlung der Polymerisationstiefe eines Komposits gibt es verschiedene Methoden. Die quantitative Messung kann unter anderem anhand der ISO 4049 erfolgen, die aber keine Aussagen über die Polymerisationsqualität des Komposits macht (Flury et al. 2012). Dabei wird das ausgehärtete Komposit gemessen, ohne zu berücksichtigen, dass es vielleicht in der Tiefe nicht ausreichend polymerisiert wurde und somit die gewünschte Qualität nicht erreicht wurde. Im Gegensatz zu der quantitativen Messung sind für die Qualitätsmessung verschiedene Parameter wie z. B. die Monomerumsatzrate oder die Härte zu untersuchen. Diese Parameter gelten als indirektes Maß für die Beurteilung der Polymerisationstiefe. Die sicherste, aber auch aufwendigste Methode für die Messung der Polymerisationstiefe eines Komposits ist die Bestimmung der Monomerumsatzrate (Czasch und Ilie 2013). Eine etwas leichtere, wenngleich aussagekräftige Methode ist die Härtemessung (Vickers- bzw. Knoop-Härte) (Shimokawa et al. 2018). Dabei wird als Polymerisationstiefe der Punkt angegeben, in dem der 80%-Härtewert bezogen auf den maximalen Härtewert identifiziert wird (El-Damanhoury und Platt 2014; Alrahlah et al. 2014). Bei 80 % der maximalen Härte wird eine angemessene Polymerisation gewährleistet (Watts et al. 1984).

3 Zielsetzung und Hypothesen

Die Ziele der aktuellen Studie sind die Charakterisierung blauer sowie blau-violetter LED-Polymerisationslampen und die Beurteilung der induzierten Polymerisationsqualität in verschiedenen Bulk-Fill Kompositen. Dabei wurden inadäquate Polymerisationsbedingungen simuliert, wie diese klinisch beim Verwenden dieser Lampen auftreten können. Für die Simulierung unsachgemäßer, aber klinisch relevanter Polymerisationsbedingungen wurden zwei Parameter variiert: der Belichtungsabstand und die Lampenposition. Die Lampen wurden in verschiedene Richtungen von der zentrierten Lampenposition über dem Messsensor/Komposit verschoben. Die Analyse der Lampen erfolgte anhand der induzierten Irradianz und der entsprechenden Bestrahlungsdosis. Zusätzlich wurden auch die Emissionsspektren veranschaulicht. Der Vergleich von zwei blauen und zwei blau-violetten Lampen diente dazu, mögliche Unterschiede in deren Lichtleistung zu quantifizieren. Als Referenz diente eine der blauen LED-Lampen, deren Lichtstrahl in anderen Studien als homogen beschrieben wurde. Die Polymerisationstiefe in den Bulk-Fill Kompositen wurde als indirektes Maß verwendet, um die Effektivität der Polymerisationslampen beurteilen zu können. Dabei wurden eventuelle Polymerisationsdefizite durch eine falsche Belichtung quantifiziert und die Toleranzgrenze im Polymerisationsprozess geschätzt. Die Testergebnisse werden Zahnärzten und Forschern erleichtern, das ideale Belichtungsprotokoll auszuwählen, um auch den Patienten unter nicht idealen Polymerisationsbedingungen langlebige direkte Zahnrestorationen anbieten zu können. Es ist von großem Interesse zu untersuchen, ob die Herstellerangaben der Materialien hinsichtlich der erforderlichen Belichtungszeit auch in klinischen Situationen für eine angemessene Polymerisation ausreichend sind.

Für die Arbeit wurden zwei Hypothesen aufgestellt. Erstens wird davon ausgegangen, dass der Belichtungsabstand und die Lampenposition die Irradianz der untersuchten LED-Lampen nicht beeinflussen. Die zweite Annahme bezieht sich auf die Polymerisationstiefe – diese ist in Bulk-Fill Kompositen unabhängig von den Polymerisationsbedingungen, dem verwendeten Material oder der eingesetzten Lampe.

4 Material und Methode

4.1 Studiendesign

Abbildung 4.1 gibt eine Übersicht über das angewandte Studiendesign. Diese Arbeit wird auf zwei Untersuchungsgebiete aufgeteilt. Erstens wurden die Charakteristiken der vier kommerziellen LED-Lampen (Irradianz, Bestrahlungsdosis, Emissionsspektrum) unter Variation von Belichtungsabstand und Lampenposition mit Hilfe eines Spektrometers untersucht. Um die Auswirkung dieser Lampen auf die Polymerisationsqualität in den drei Bulk-Fill Kompositen unter klinisch relevanten Bedingungen beurteilen zu können, wurde im zweiten Teil der Arbeit die erreichte Polymerisationstiefe in einem Scratch-Test bestimmt.

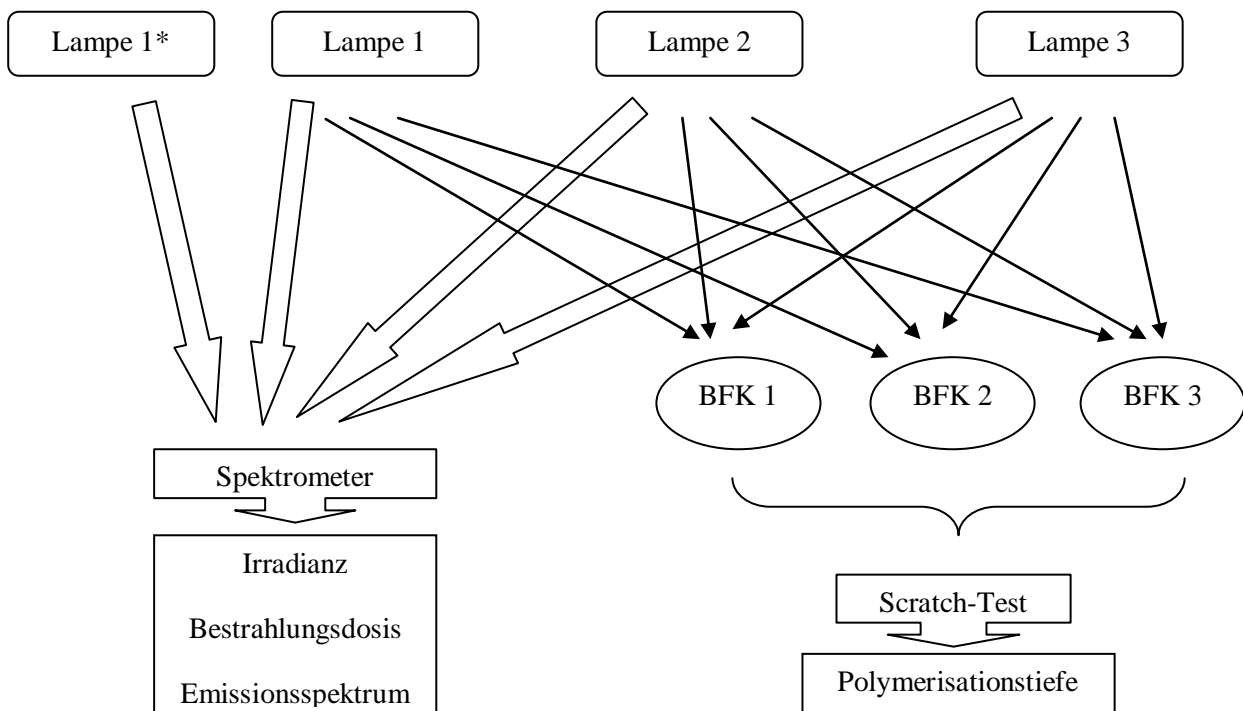


Abb.4.1: Studiendesign; " * " bezeichnet die zweite Serie derselben "Lampe 1"; BFK = Bulk-Fill Komposit; die Pfeile deuten an, dass das Licht verschiedener Lampen unterschiedlichen Bulk-Fill Kompositen oder dem Spektrometer ausgesetzt wurde und folglich diverse Parameter analysiert wurden.

4.2 Polymerisationslampen

Alle vier in dieser Studie verwendeten Polymerisationslampen enthalten Leuchtdioden (LEDs). Deren Eigenschaften werden in der untenstehenden Tabelle (Tab. 4.2) zusammengefasst.

Tab. 4.2: Charakterisierung der LED-Lampen.

<i>LAMPE</i> (<i>ABKÜRZUNG</i>)	BLUEPHASE STYLE* (BS*)	BLUEPHASE STYLE (BS)	ELIPAR DEEPCURE-S (ED-S)	DEMI ULTRA (DU)
<i>Hersteller</i>	Ivoclar Vivadent	Ivoclar Vivadent	3M ESPE	Kerr
<i>Seriennummer</i>	1100017231	1110002669	939133000012	787016098
<i>Wellenlängen- bereich</i>	385 - 515 nm	385 - 515 nm	430 - 480 nm	450 - 470 nm
<i>Art der LEDs</i>	blau-violett	blau-violett	blau	blau

- **Bluephase Style**

In dem ersten Teil der Arbeit wurden zwei Serien desselben blau-violetten LED-Lampentyps (Bluephase Style*- Seriennr.: 1100017231 und Bluephase Style- Seriennr.: 1110002669) analysiert, um die Zuverlässigkeit der gemessenen Lichteigenschaften zu überprüfen. Für die Beurteilung der Polymerisationseffizienz in dem zweiten Teil der Arbeit wurde lediglich die Lampe Bluephase Style mit der Seriennummer 1110002669 evaluiert.

Dabei handelt es sich um blau-violette LED-Lampen mit einem breitbandigen Emissionsspektrum. Die vom Hersteller angegebene Irradianz ist $1100 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$. Der schwarze, parallelwandige, um 360 Grad drehbare Lichtleiter hat einen Durchmesser von 10 mm, ist desinfizierbar und autoklavierbar. Laut Herstellerangaben entsteht während der Erzeugung des energiereichen Blaulichts weniger Wärme, weswegen auf einen Ventilator verzichtet wurde. Die Belichtungszeit kann über den Zeitwahltaster programmiert werden, wobei zur Auswahl 10, 15, 20 und 30 Sekunden stehen. Das erleichtert dem behandelnden Arzt die Einstellung der erforderlichen Belichtungszeit je nach Gebrauchsinformationen des verwendeten Dentalmaterials. BS* und BS enthalten zwei verschiedene LED-Arten, eine Violette und zwei Blaue. Diese erzeugen Licht im Bereich von 385 nm bis 515 nm. Der Hersteller bezeichnet diese Lampen als Polywave-LED-Lichtgeräte der dritten Generation (Bluephase Style, Ivoclar Vivadent). BS* und BS haben laut Herstellerangaben einen patentierten Lichtleiter, der einen

homogenen Lichtstrahl auslöst, um Ungleichmäßigkeiten in der Polymerisation zwischen der Mitte und den Rändern der Zahnrestauration zu eliminieren.

- **Elipar DeepCure-S**

Die Polymerisationslampe Elipar DeepCure-S ist für den Wellenlängenbereich von 430 - 480 nm geeignet, also handelt es sich um eine blaue LED-Lampe. Laut Herstellerangaben wird davon ausgegangen, dass sie ein homogener Lichtstrahl emittiert und dient dementsprechend als Referenz in dieser Studie. Der Lichtleiter hat einen Durchmesser von 10 mm und die Lichtaustrittsfläche liegt bei 60 - 65 mm². Wegen einer neuen Einrichtung (Schlafmodus) ist diese Polymerisationslampe energiesparend. Laut Herstellerangaben beträgt die Irradianz 1470 mW/cm² ± 10% (abhängig vom Ladezustand). Diese Lampe hat 4 voreingestellte Polymerisationszeiten: 5, 10, 15 und 20 Sekunden.

- **Demi Ultra**

Die Polymerisationslampe Demi Ultra enthält drei blaue LEDs, die Licht im Wellenlängenbereich von 450 - 470 nm ausstrahlen. Die Irradianz liegt laut Herstellerangaben bei 1100 mW/cm². Der Lichtleiter hat einen Durchmesser von 8 mm. Als Besonderheit dieser Lampe ist die Platzierung der LEDs direkt an der Lichtleiterspitze. Im Gegensatz zu den anderen beschriebenen Lampen sind der LED-Lampenaufsatz und die anderen Teile der Lampe Demi Ultra nicht autoklavierbar.

Eine Besonderheit dieser Lampe ist die proprietäre PLS-Technologie (Periodic Level Shifting). Dadurch wechselt die Leistung innerhalb eines Polymerisationszyklus konstant 1 Mal pro Sekunde von einer Ausgangsleistung zu einer höheren Leistung. Dank dieser Technologie kann laut Herstellerangaben eine schnellere und tiefere Polymerisation ohne Gefahr einer Überhitzung geleistet werden. Die Belichtungsdauer kann auf 5, 10 oder 20 Sekunden eingestellt werden.

4.3 Materialcharakterisierung

In dieser Studie wurden drei hochvisköse Bulk-Fill Komposite verwendet: Filtek Bulk Fill Posterior (FBFP), Tetric EvoCeram Bulk Fill (TECBF) und SonicFill (SF). Deren Hersteller und Lot-Nummer sind in der folgenden Tabelle (Tab. 4.3-1) eingetragen. Tabelle 4.3.-2 fasst die Zusammensetzung der untersuchten BFK zusammen.

Tab. 4.3-1: Bulk-Fill Material, Hersteller und Lot-Nummer.

MATERIAL	HERSTELLER	LOT-NUMMER
<i>Filtek Bulk Fill Posterior</i>	3M ESPE	N637888
<i>Tetric EvoCeram Bulk Fill</i>	Ivoclar Vivadent	T14294
<i>SonicFill</i>	Kerr	5338297

Tab. 4.3-2: Zusammensetzung der Bulk-Fill Komposite (DMA = Dimethacrylat; SiO₂ = Siliziumdioxid; ZrO₂ = Zirkoniumoxid; Gew-% = Gewichtsprozent; Vol-% = Volumenprozent).

KOMPOSIT	ZUSAMMENSETZUNG		FÜLLKÖRPER		FARBE
	Matrix	Füllkörper	Gew-%	Vol-%	
Filtek Bulk Fill Posterior	ERGP-DMA Diurethan-DMA 1,12-Dodecandiol-DMA UDMA	SiO ₂ (20 nm) ZrO ₂ (4-11 nm) ZrO ₂ -/SiO ₂ -Cluster Ytterbiumtrifluorid (100 nm)	76,5	58,4	A3
Tetric EvoCeram Bulk-Fill	Dimethacrylate (20-21 Gew-%)	Bariumglas Ytterbiumtrifluorid Mischoxid Prepolymer Partikelgrösse: 40-3000 nm mittlere Grösse: 550 nm	76-77	53-54	IVA
SonicFill	Keine Angabe	Keine Angabe	83,5	83,5	A3

Filtek Bulk Fill Posterior ist ein Nanohybrid-Komposit, weil es kleinste Partikel im Nanometerbereich (2 - 75 nm) enthält. Sehr kleine Siliziumdioxidpartikel (2 - 20 nm) kommen mit Zirkonoxidpartikeln zusammen und bilden sogenannte Cluster. Diese Cluster stellen ein Kennzeichen des Materials Filtek Bulk Fill Posterior dar. In größerer Korngröße (5 - 75 nm) erscheinen die Siliziumdioxid- und Zirkonoxidpartikeln als freie, nicht agglomerierte Partikel und füllen die Hohlräume zwischen den Clustern aus. Somit besteht FBFP aus einer Kombination von nicht agglomerierten/nicht aggregierten und agglomerierten/aggregierten

Füllkörpern. Für Tetric EvoCeram Bulk Fill ist nennenswert, dass in der Zusammensetzung Prepolymere aus laborseitig polymerisiertem und zerkleinertem Material vorkommen. In SonicFill sind kompakte Füllkörper enthalten. Die Zusammensetzung der Bulk-Fill Materialien ist aus den dazugehörigen Beipackzetteln entnommen.

4.4 Messmethodik

Im Folgenden wird der Versuchsaufbau für die zwei Untersuchungsgebiete: Charakterisierung der LED-Lampen unter Variation von Belichtungsabstand und Lampenposition sowie Evaluation der Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite, beschrieben.

4.4.1 Charakterisierung der LED-Lampen

Die Variation in der Irradianz und in den Emissionsspektren der drei LED-Lampen wurde mit Hilfe eines Spektrometersystems (MARC® [Managing Accurate Resin Curing] Resin Calibrator, BlueLight Analytics Inc, Halifax, Kanada) als Funktion von Belichtungsabstand und Lampenposition bestimmt. Dieses Gerät ermöglicht die Durchführung von genauen und reproduzierbaren Messungen der Energie, die eine Polymerisationslampe abliefern, wobei eine Wertanalyse durch eine Desktop-Software durchgeführt wird. Dabei handelt es sich um ein USB4000 Spektrometer für den Laboreinsatz, das von der NIST (National Institute of Standards and Technology) zugelassen wurde. Das System mit integrierter Hochgeschwindigkeitselektronik ist mit einem 3648-Pixel CCD-Linearsensor von Toshiba (CCD = charge coupled device) ausgestattet. CCD-Sensoren empfinden, welche Ausgangsspannung ein Pixel nach einer Belichtungsdauer von einer Sekunde erzeugt. Diese Einrichtung ist mit einer in der NIST auffindbaren Lichtquelle von Ocean Optics spektroradiometrisch kalibriert. Der Wellenlängenbereich der Lichtquelle liegt zwischen 300 und 1050 nm. Der Lichtdetektor, der die Lichtmesstechnik ermöglicht, besteht aus einem CC3-UV Cosinus-Korrektor mit 4 mm im Durchmesser. Dessen Dimension entspricht der Ausdehnung der demnächst hergestellten Kompositprüfkörpern (4 x 12 mm). Um den nachteiligen Effekt der optischen Interferenz der Lichtsammlung in Zusammenhang mit der Stichprobengeometrie abzuschwächen, fängt der Sensor elektromagnetische Strahlung über ein Sichtfeld von 180° auf. Das System wird bei 20 mW ausgelöst. Die Irradianz im Spektralbereich 360 - 540 nm wurde während der Belichtungszeit von 10 Sekunden mit einer Rate von 16 Aufzeichnungen pro Sekunde aufgenommen, wobei für jede Einstellung die Messungen 5-mal wiederholt wurden ($n = 5$). Die Ergebnisse wurden auf einem zum Spektrometer angeschlossenen PC veranschaulicht.

Die LED-Polymerisationslampen wurden in einem mechanischen Halterarm des Spektrometersystems eingespannt, um die genau senkrechte Einstellung des Lichtleiters zum Messsensor und die Reproduzierbarkeit der Messungen gewährleisten zu können. Die Lampen wurden in 5 verschiedenen Positionen platziert: Sie wurden zunächst zentriert zum Messsensor ausgerichtet und dann jeweils um 3 mm nach mesial, distal, vestibulär und oral auf derselben horizontalen Ebene verschoben (siehe Abb. 4.4.1). Die Lampenpositionen entsprechen der Verschiebung der Lampe über einen Molar im dritten Quadranten. Bei der Lampenverschiebung nach links wird die mesiale Lampenposition erhalten, bei der Verschiebung nach rechts die distale Lampenposition, bei der Verschiebung nach hinten die orale Lampenposition und bei der Verschiebung nach vorne die vestibuläre Lampenposition.

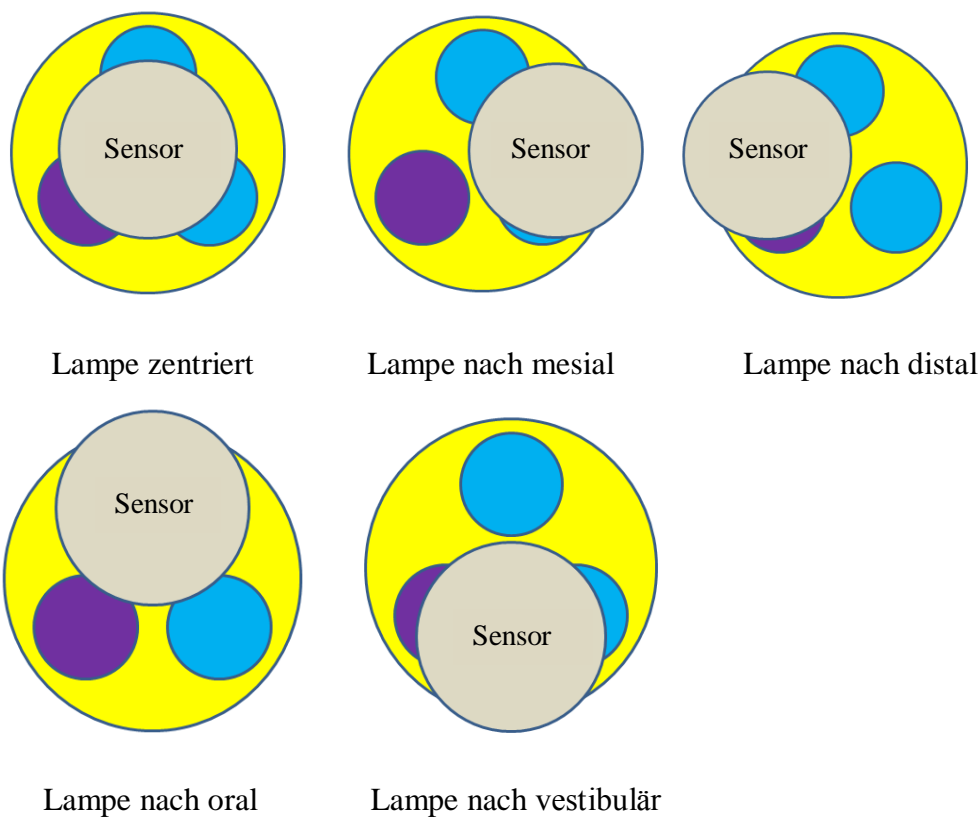


Abb. 4.4.1: Verschiedene Positionen der Lampen (hier: Bluephase Style, Ivoclar Vivadent) Ansicht von unten (vom Messsensor, beige); das Lichtaustrittsfenster ist gelb; blau und violett sind die LEDs.

Bei jeder Position wurden die Polymerisationslampen jeweils in 11 Abständen zum Messsensor eingestellt. Begonnen wurde mit einem Abstand von 0 mm zwischen dem Lichtaustrittsfenster

und dem Messsensor. Danach wurde die Lampe um je 1 mm vom Sensor entfernt, bis ein Abstand von 10 mm erreicht wurde. Es wurden jeweils 5 Messungen ($n = 5$) für jede Einstellung durchgeführt. Somit sind zum Schluss 1100 Ergebnisse entstanden (4 Lampen x 5 Positionen x 11 Abstände x 5 Messungen).

4.4.2 Prüfkörperherstellung für den Scratch-Test

Für die Durchführung der Experimente in diesem Teil der Studie wurden die drei beschriebenen Bulk-Fill Komposite (Tabelle 4.3-2) und drei von den untersuchten LED-Lampen (Tabelle 4.2) für die Prüfkörperherstellung verwendet. Von den beiden blau-violetten LED-Lampen wurde in diesem Teil der Studie Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) lediglich evaluiert. Jedes Bulk-Fill Komposit wurde in einem Metallzylinder mit einem Durchmesser (d) von 4 mm und einer Höhe (h) von 12 mm in eine Schicht eingelegt und nach den Angaben in den Gebrauchsanweisungen des verwendeten Materials einer einzigen Lichtexposition ausgesetzt: Filtek Bulk Fill Posterior für 20 Sekunden, Tetric EvoCeram Bulk Fill für 10 Sekunden und SonicFill für 20 Sekunden. Die Wände des Zylinders wurden vor der Prüfkörperherstellung mit Vaseline isoliert, um die Haftung des Materials an dem Metall zu vermeiden und um das Herausdrücken der fertiggestellten Kompositprüfkörper nach der Polymerisation zu erleichtern. Das Material wurde zwischen zwei parallelen Glasplatten (1,0 mm) ausgeformt. Um den direkten Kontakt zwischen dem Kunststoff und dem Messsensor des Spektrometers zu vermeiden, wurden diese durch eine dünne transparente Folie (US-120 KE, Frasaco, Tettnang, Deutschland) separiert.

Die Polymerisationslampen wurden wie bei dem Versuchsaufbau für die Charakterisierung der LED-Lampen im mechanischen Halterarm des Spektrometers (MARC® Resin Calibrator-System) eingespannt, um eine perfekt senkrechte und reproduzierbare Position der Lampe zu erzeugen. Die Lampen wurden in drei Abständen (0, 3, 7 mm) zu der Oberfläche des mit Kunststoff gefüllten Metallzylinders platziert. Für jeden Abstand wurde jeweils die zentrierte Position sowie diejenige berücksichtigt, bei der die Lampe mit einem 3-mm-offset nach distal verschoben wurde. Für jede Kunststoff/Polymerisationslampe-Kombination wurden drei Kunststoffprüfkörper ($n = 3$) hergestellt. Die Abbildung 4.4.2 gibt eine Übersicht des Versuchsaufbaus. Für jede Material/Lampen-Kombination ergaben sich 162 Untersuchungsprüfkörper (3 Materialien x 3 Polymerisationslampen x 3 Belichtungsabstände x 2 Lampenpositionen x 3 Messungen pro Material/Lampen-Kombination).

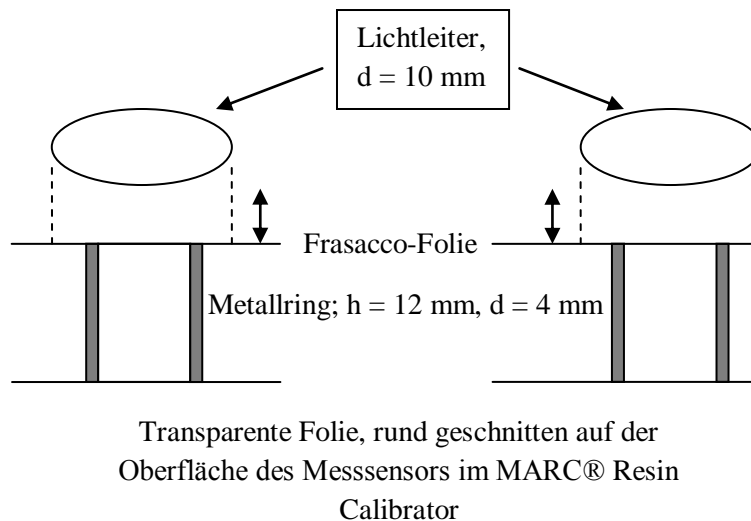


Abb. 4.4.2: Einrichtung für die Prüfkörperherstellung im Scratch-Test.

4.4.3 Evaluation der Polymerisationstiefe abhängig von der Polymerisationslampe und dem Material

Die Polymerisationstiefe wurde in einem Scratch-Test in Anlehnung an ISO 4049 bestimmt. Gleich nach dem Polymerisationsende wurden die Untersuchungsprüfkörper aus dem Metallzylinder herausgedrückt. Die weichen, nicht vollständig polymerisierten Kunststoffreste wurden mit einem Kunststoffspatel entfernt. Der verbliebene stäbchenförmige Prüfkörper wurde mit einem speziellen digitalen Mikrometer (Marcator 1086 R, Mahr, Göttingen, Deutschland), der auf 0,1 mm genau die Tiefe bestimmt, an 5 verschiedenen Stellen gemessen (mittig und an den am weitesten stehenden Punkten rechts, vorne, links und hinten). Der Vorgang ist in Abbildung 4.4.3 dargestellt. Die erhaltenen Werte wurden durch zwei geteilt. Das Ergebnis war die Polymerisationstiefe gemäß ISO 4049.

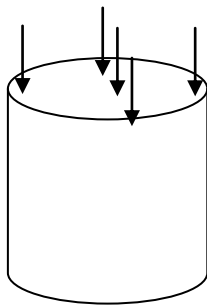


Abb. 4.4.3: Messpunkte für das digitale Mikrometer im Scratch-Test.

4.5 Statistische Auswertung

Die Normalverteilung der Daten wurde durch einen Shapiro-Wilk-Test überprüft. Eine univariate Analyse (allgemeines lineares Modell) diente dazu, den Einfluss des Lampentyps (blau-violett, blau), der Lampenposition (zentriert, mesial, distal, oral, vestibulär) und des Belichtungsabstands (0 - 11 mm) auf die einfallende Irradianz zu bewerten. Zudem untersuchte die univariate Analyse auch den Einfluss der Interaktion der Variablen auf die Irradianz entsprechend dem oben beschriebenen Studiendesign. Da die Bestrahlungsdosis der zeitlich integrierten Irradianz entspricht, wurde eine statistische Analyse für die Bestrahlungsdosiswerte durchgeführt. Die Daten der violetten und der blauen LEDs wurden separat erfasst. Der *Students t-Test* wurde durchgeführt, um den Belichtungsabstand, ab dem sich die Irradianz statistisch signifikant unterscheidet, zu bestimmen. Zusätzlich wurde die univariate Varianzanalyse verwendet, um den Effekt der Lampe (BS, ED-S, DU), des Materials (FBFP, TECBF, SF), des Belichtungsabstands (0, 3, 7 mm) und der Lampenposition (zentriert, 3-mm-offset) sowie ihrer Interaktion auf der Polymerisationstiefe zu bewerten. Die praktische Bedeutung jedes Ausdrucks wurde durch eine partielle Eta-Quadrat-Statistik ausgedrückt, wobei höhere Werte des partiellen Eta-Quadrats einen größeren Betrag an Variation anzeigen. Das partielle Eta-Quadrat ist dem analysierten Effekt mit einem Maximum von 1,0 zuzuschreiben. Einweg-ANOVA (analysis of variance) und lineare Pearson-Korrelation wurden zusätzlich für die verschiedenen gemessenen Parameter angewendet. Die statistischen Analysen wurden unter Verwendung der Software IBM SPSS Statistics (Version 24.0, Chicago, IL, USA) durchgeführt, wobei p-Werte $< 0,05$ eine statistische Signifikanz (95%-Konfidenzintervall) anzeigen.

5 Ergebnisse

5.1 Charakterisierung der LED-Lampen

Für die Charakterisierung der verwendeten LED-Lampen werden die Ergebnisse der Irradianz und der Bestrahlungsdosis in den nächsten Unterkapiteln geschildert.

5.1.1 Irradianz der Polymerisationslampen

In den Abbildungen 5.1-1 bis 5.1-12 werden die unterschiedlichen Irradianzen und Emissionsspektren jeder LED-Lampe sowie die absolute Irradianz integriert über die Wellenlänge als Funktion von Belichtungsabstand und Lampenposition zum Messsensor schematisch dargestellt. Eine Belichtungszeit von 10 Sekunden wurde für jede Messung ausgewählt. Die eingezeichneten Irradianzen stellen die Mittelwerte von jeweils fünf Messungen dar ($n = 5$). Mit einem *Students t-Test* wurde für jede Lampenposition bestimmt, ab welchem Belichtungsabstand sich die Irradianz statistisch signifikant unterscheidet.

Abbildung 5.1-1 fasst die Ergebnisse der Lampe Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) zusammen. Aus dem Diagramm geht hervor, dass die maximale Irradianz in der zentrierten, mesialen und vestibulären Lampenposition bei 0 mm annähernd gleich ist ($1199,5 \pm 39,8$) mW/cm^2 . Die maximale Irradianz in den oralen und distalen Lampenpositionen wurde beim Belichtungsabstand von 1 mm registriert. In der zentrierten Position variiert die Irradianz abhängig vom Belichtungsabstand in dem Intervall $[1181,8 - 493,2]$ mW/cm^2 bei einem Abstieg um 58 %, wenn ein Abstand von 10 mm erreicht ist. Im Anfangsbereich der Kurve wird bis 4 mm eine annähernd lineare Abhängigkeit beobachtet, wobei bei dem Abstand von 7 mm die Irradianz unter $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ abfällt. Die Irradianzwerte bei 0 mm in den zentrierten und vestibulären Lampenpositionen sind fast identisch, mit einem kleinen Unterschied von $10 \text{ mW}/\text{cm}^2$. In der vestibulären Lampenposition werden bei 3 mm gerade noch $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ erreicht. Von dort angefangen geht die Kurve gleichmäßig nach unten bis zum Abstand von 10 mm, wo die Irradianz um 59 % im Vergleich zum Anfangswert gefallen ist. Die Anfangsirradiance für die mesiale Lampenposition ist um 5 % höher als die Anfangsirradiance in der zentrierten Lampenposition. Beim Belichtungsabstand von 0 mm in der oralen

Lampenposition ist die Irradianz um 7 % verglichen zu der zentrierten Lampenposition herabgesetzt, wobei die Kurve einen konstanten Abstieg bis in dem Endabstand erfährt. Außergewöhnlich ist die maximale Irradianz von $829,0 \text{ mW/cm}^2$, wenn die Lampe um 3 mm nach distal verschoben wird. In diesem Fall liegt der Unterschied zwischen der Irradianz bei 0 mm und 10 mm bei ungefähr 340 mW/cm^2 , was eine Senkung von 41 % darstellt. Die Irradianzkurve in der mesialen Position sinkt bis zum Endabstand von 10 mm um 63 % und in der oralen Lampenposition um 42 %. Die Irradianz unterscheidet sich in der zentrierten Lampenposition ab 4 mm, in der mesialen Lampenposition ab 1 mm, in der distalen Lampenposition ab 6 mm, in der vestibulären Lampenposition ab 2 mm und in der oralen Lampenposition ab 1 mm Belichtungsabstand signifikant von den davor gemessenen Irradianzwerten bei geringeren Abständen.

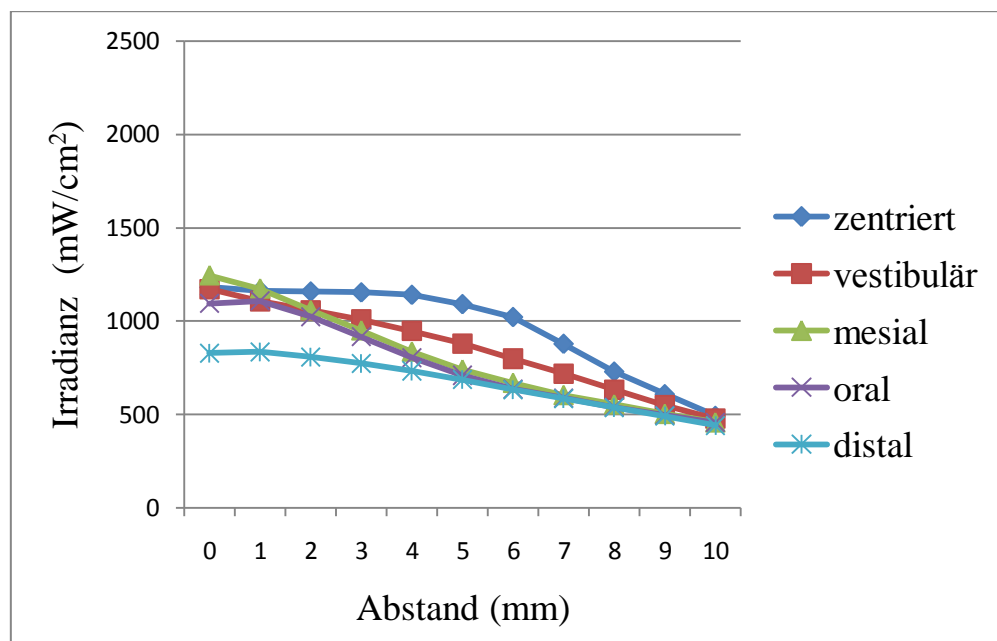


Abb. 5.1-1: Irradianz der LED-Lampe Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) abhängig von der Lampenposition (Legende) und dem Belichtungsabstand zum Messsensor (Belichtungszeit 10 Sekunden).

In der Abbildung 5.1-2 wird die Irradianz der LED-Lampe Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) in der zentrierten Lampenposition abhängig von unterschiedlichen Belichtungsabständen zum Messsensor visualisiert. Aus der Graphik geht hervor, dass die Irradianzlinien bei 0, 2 und 4 mm annähernd gleich verlaufen und statistisch ähnlich sind. Diese

zeigen zu den Irradianzlinien bei 6 mm, 8 mm bzw. 10 mm einen wesentlich signifikanten Unterschied.

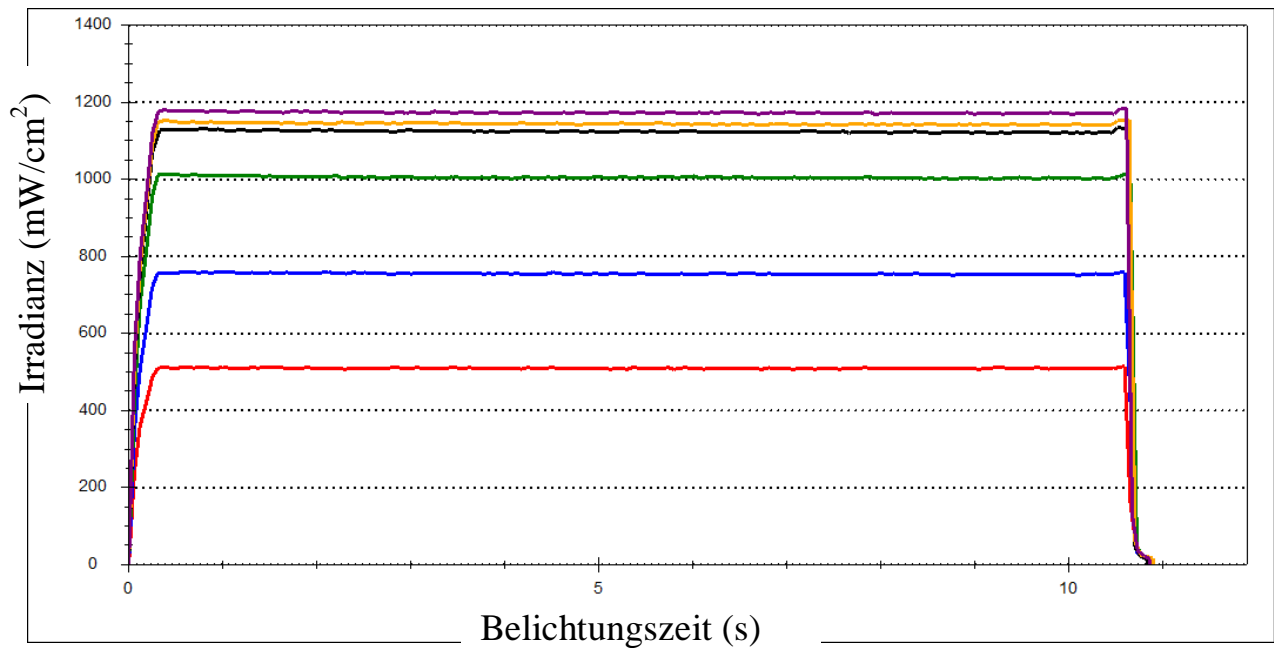


Abb. 5.1-2: Irradianz der LED-Lampe Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) abhängig von der Belichtungszeit in verschiedenen Abständen zum Messsensor (lila- 0 mm; gelb- 2 mm; schwarz- 4 mm; grün- 6 mm; blau- 8 mm, rot- 10 mm), zentrierte Lampenposition.

In der Abbildung 5.1-3 werden die Emissionsspektren der LED-Lampe Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) in der zentrierten Lampenposition abhängig von dem Abstand zum Messsensor veranschaulicht. Dabei ist zu erkennen, dass sich das Emissionsspektrum von BS* zwischen 390 nm und 510 nm ausbreitet, so dass Licht sowohl im violetten als auch im blauen Wellenlängenbereich ausgestrahlt wird. Das bestätigt die Anwesenheit von violetten sowie blauen LEDs. Die Emissionsspektren dieser Lampe zeigen für jeden Belichtungsabstand zwei verschiedene Emissionspeaks bei derselben Wellenlänge bzw. einen bei 410 nm im violetten und einen bei 456 nm im blauen Wellenlängenbereich.

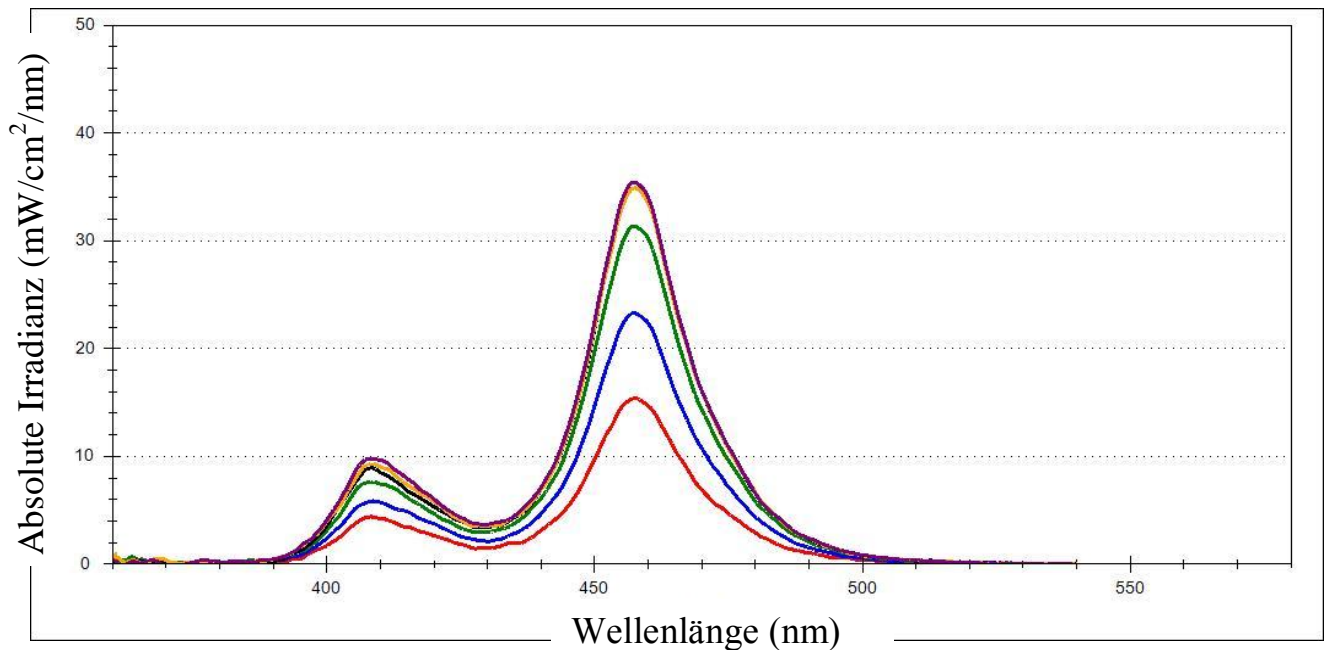


Abb. 5.1-3: Emissionsspektren der LED-Lampe Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) bei verschiedenen Belichtungsabständen (lila- 0 mm; gelb- 2 mm; schwarz- 4 mm; grün- 6 mm; blau- 8 mm, rot- 10 mm), zentrierte Lampenposition.

Abbildung 5.1-4 fasst die Ergebnisse der LED-Lampe Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) zusammen. Aus dem Diagramm geht hervor, dass die maximale Irradianz für alle Positionen der Lampe, mit Ausnahme der Verschiebung nach distal, annähernd gleich ist. In der zentrierten Lampenposition variiert die Irradianz abhängig von dem Belichtungsabstand in dem Intervall [1219,0 - 534,6] mW/cm^2 mit einem Verlust um 57 % beim Erreichen des Abstands von 10 mm. Die lineare Abhängigkeit wird bis auf 4 mm behalten. Ab da ist ein konstanter Abstieg der Irradianz zu sehen. In der vestibulären Position der Lampe ist eine minimale Zunahme der Irradianz bei 1 mm im Vergleich zu 0 mm zu bemerken, dennoch handelt es sich nur um einen Unterschied von $5 \text{ mW}/\text{cm}^2$. Bei dem Abstand von 3 mm werden gerade noch $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ erreicht. Von dort angefangen geht die Kurve gleichmäßig nach unten bis zu dem Abstand von 10 mm, wo die Irradianz im Vergleich zum Anfangswert um 62 % gefallen ist. Die Kurve für die mesiale Position der Lampe weist einen abrupten Abstieg bis 6 mm auf. Dann tritt eine lineare Abhängigkeit mit der Zunahme des Abstands der LED-Lampe zum Messsensor auf. Für die orale Lage der Lampe wurde ein konstanter Abstieg der Kurve bis zu 60 % im Endabstand erkannt. Nennenswert ist die maximale Irradianz von $830,4 \text{ mW}/\text{cm}^2$, wenn die Lampe um 3 mm nach distal verschoben wird. In diesem Fall liegt der Unterschied zwischen der Irradianz bei 0

mm und 10 mm bei ungefähr 380 mW/cm^2 , was sehr niedrig für diesen Belichtungsabstand der Lampe ist. Die Irradianz unterscheidet sich in der zentrierten Lampenposition ab 4 mm, in der mesialen Lampenposition ab 1 mm, in der distalen Lampenposition ab 6 mm, in der vestibulären Lampenposition ab 2 mm und in der oralen Lampenposition ab 1 mm Belichtungsabstand signifikant von den davor gemessenen Irradianzwerten bei geringeren Abständen.

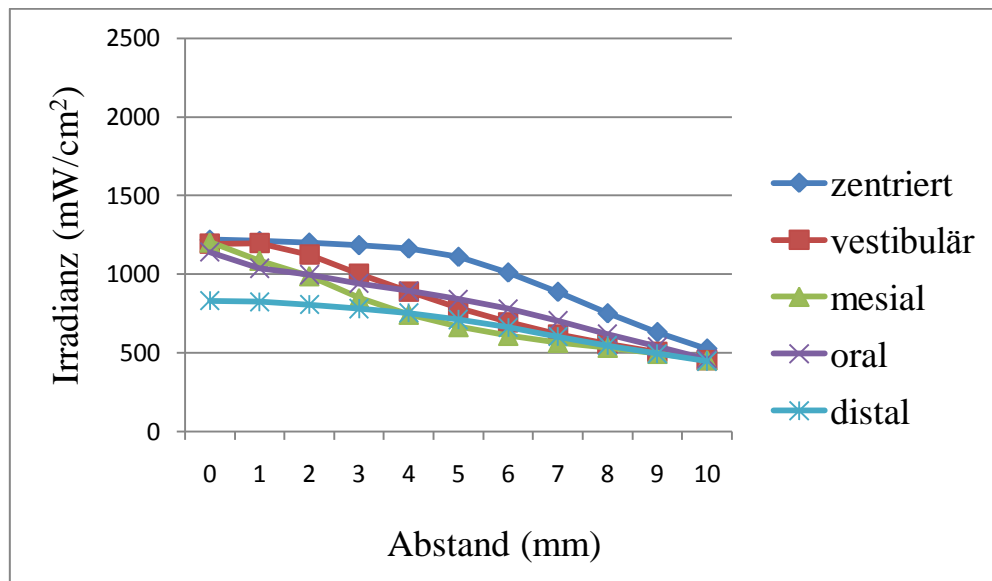


Abb. 5.1-4: Irradianz der LED-Lampe Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) abhängig von der Lampenposition (Legende) und dem Belichtungsabstand zum Messsensor (Belichtungszeit 10 Sekunden).

In der Abbildung 5.1-5 wird die Irradianz der LED-Lampe Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) in der zentrierten Lampenposition abhängig von unterschiedlichen Belichtungsabständen zum Messsensor geschildert. Aus der Graphik geht hervor, dass die Irradianzlinien bei 0 und 2 mm fast identisch verlaufen und statistisch ähnlich sind. Die Irradianzlinie bei 4 mm unterscheidet sich geringfügig von den Irradianzlinien bei 0 und 2 mm. Zwischen den Irradianzen bei 4 mm, 6 mm, 8 mm bzw. 10 mm gibt es einen wesentlich signifikanten Unterschied.

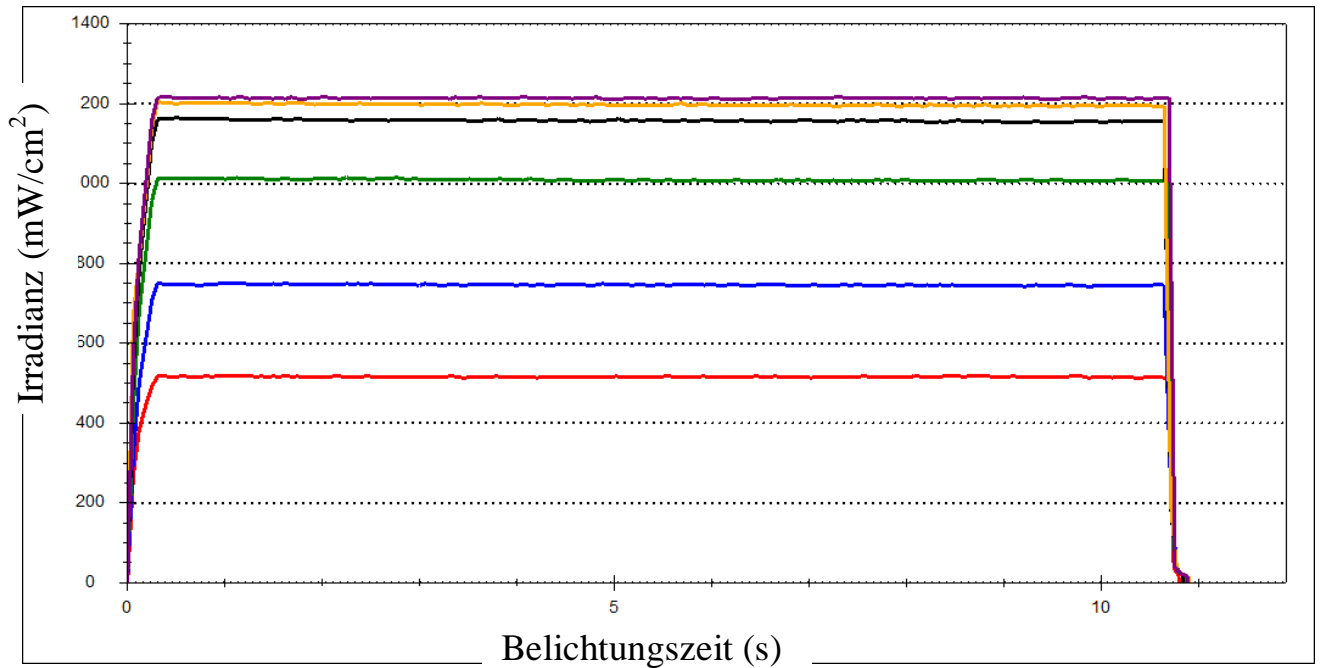


Abb. 5.1-5: Irradianz der LED-Lampe Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) abhängig von der Belichtungszeit in verschiedenen Abständen zum Messsensor (lila- 0 mm; gelb- 2 mm; schwarz- 4 mm; grün- 6 mm; blau- 8 mm, rot- 10 mm), zentrierte Lampenposition.

In der Abbildung 5.1-6 werden die Emissionsspektren der LED-Lampe Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) in der zentrierten Lampenposition abhängig vom Abstand zum Messsensor veranschaulicht. Das Emissionsspektrum von BS fängt bei 390 nm an und geht bis 510 nm, so dass Licht sowohl im violetten als auch im blauen Wellenlängenbereich ausgestrahlt wird. Somit wird auch bei dieser Lampe die Anwesenheit von violetten sowie blauen LEDs bestätigt. Bei jedem Belichtungsabstand werden zwei verschiedene Emissionspeaks bei derselben Wellenlänge erreicht: einen bei 410 nm im violetten und einen bei 456 nm im blauen Wellenlängenbereich.

Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) und Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) weisen in deren Irradianzen nur geringe Unterschiede unter $\sim 50 \text{ mW/cm}^2$ auf, unabhängig vom Belichtungsabstand oder der Lampenposition. Aufgrund dessen und der Tatsache, dass zwei Serien derselben LED-Lampe analysiert wurden, wurde nur eine von ihnen, nämlich die Lampe Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) in dem zweiten Teil der Studie zur Bestimmung der Polymerisationstiefe verwendet.

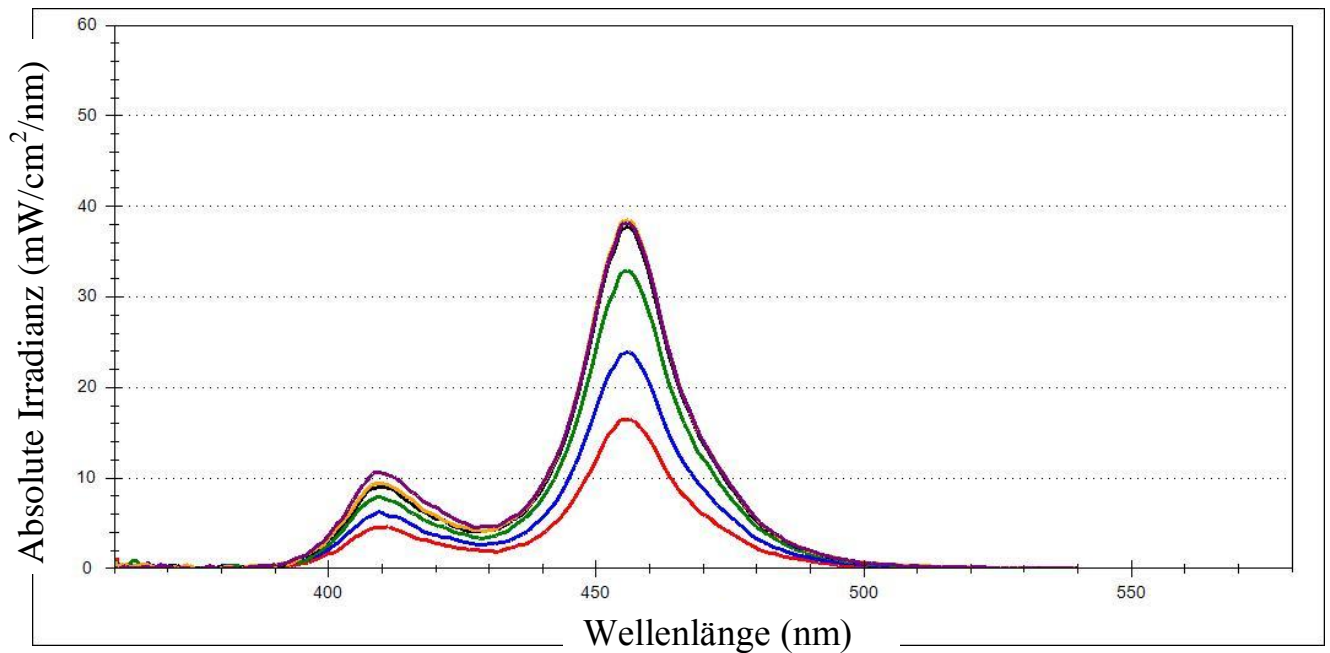


Abb. 5.1-6: Emissionsspektren der LED-Lampe Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) bei verschiedenen Belichtungsabständen (lila- 0 mm; gelb- 2 mm; schwarz- 4 mm; grün- 6 mm; blau- 8 mm, rot- 10 mm), zentrierte Lampenposition.

Abbildung 5.1-7 gibt Auskunft über die Irradianz der LED-Lampe Elipar DeepCure-S (ED-S) unter Berücksichtigung der folgenden Faktoren: Belichtungsabstand und Lampenposition zum Messsensor. In der zentrierten Lampenposition variiert der Verlauf der Irradianz in dem Intervall $[2252,8 - 966,6]$ mW/cm^2 . Das deutet an, dass auch bei 10 mm eine Irradianz von fast $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ erreicht wird, obwohl bei diesem Abstand die Irradianz um 57 % gesunken ist. Die maximale Irradianz ist in dieser Lampenposition im Vergleich zu den Fällen, wo die Lampe um 3 mm in verschiedene Richtungen verschoben ist, sehr groß. Die Irradianzkurve sinkt im Anfangsbereich ziemlich steil ab. Ab einem Abstand von 7 mm geht sie konstant nach unten bis auf den kleinsten gemessenen Wert bei 10 mm. Wenn die Lampe nach vestibulär und nach mesial verschoben ist, liegt die maximale Irradianz beim Belichtungsabstand von 0 mm und beträgt $1362,2$ bzw. $1345,8 \text{ mW}/\text{cm}^2$. Der Abstieg der Irradianzkurve ist in der vestibulären Lage der Lampe abrupt und konstant, so dass bei einem Abstand von 10 mm die Irradianz um 55 % verringert ist. In dem Fall, wo die Lampe distal zum Messsensor platziert ist, gibt es im Anfangsbereich einen leichten Anstieg der Kurve bei 1 mm. Ab da nimmt sie gleichmäßig ab, wobei die Irradianz bei 10 mm um 42 % herabgesetzt ist.

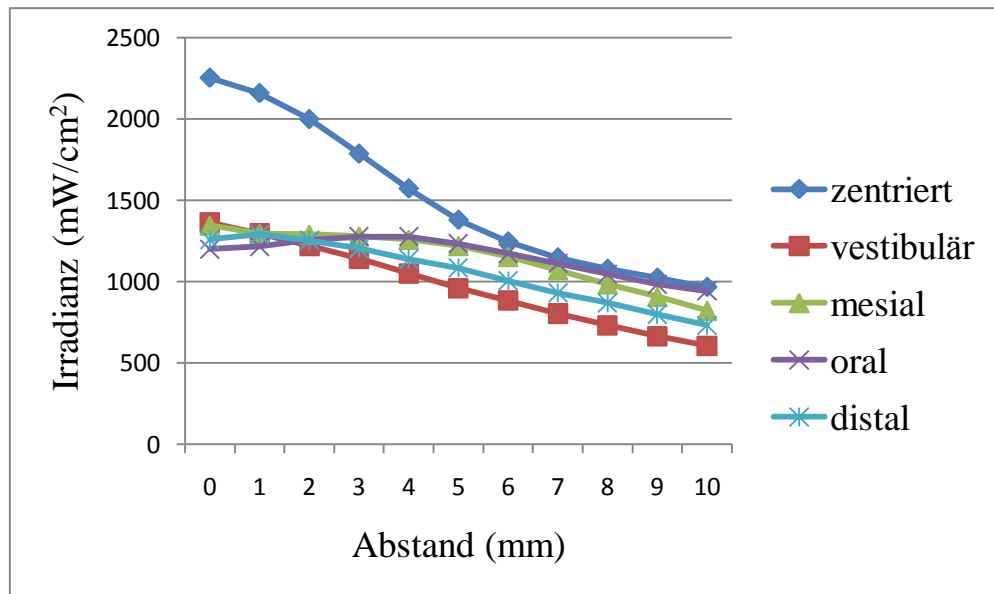


Abb. 5.1-7: Irradianz der LED-Lampe Elipar DeepCure-S abhängig von der Lampenposition (Legende) und dem Belichtungsabstand zum Messsensor (Belichtungszeit 10 Sekunden).

Aus dem obenstehenden Diagramm geht hervor, dass die Irradianz sich ganz anders verhält, wenn das Licht um 3 mm nach oral verschoben wird. Die maximale Irradianz tritt ein, wenn die Lampe in einem Abstand von 4 mm zum Messsensor gehalten wird. Im Anfangsbereich steigt die Kurve um 7 %. Ab dem Abstand von 4 mm fällt sie um 26 % bis zu dem Punkt, wo die Lampe ED-S 10 mm vom Messsensor entfernt ist. Die Irradianz unterscheidet sich in der zentrierten Lampenposition ab 1 mm, in der mesialen Lampenposition ab 6 mm, in der distalen Lampenposition ab 3 mm, in der vestibulären Lampenposition ab 6 mm und in der oralen Lampenposition ab 6 mm Belichtungsabstand signifikant von den davor gemessenen Irradianzwerten bei geringeren Abständen.

Die Abbildung 5.1-8 gibt Auskunft über die abstandsabhängigen Irradianzunterschiede der Lampe Elipar DeepCure-S, wohingegen Abbildung 5.1-9 deren Emissionsspektren für die unterschiedlichen Belichtungsabstände in der zentrierten Lampenposition veranschaulicht. Die Irradianz dieser Lampe unterscheidet sich signifikant zwischen allen untersuchten Belichtungsabständen. ED-S hat ein schmales Emissionsspektrum, das zwischen 410 nm und 500 nm liegt und einen spektralen Peak bei 449 nm im blauen Wellenlängenbereich hat. Daher handelt es sich um eine LED-Lampe, die nur blaue LEDs aufweist.

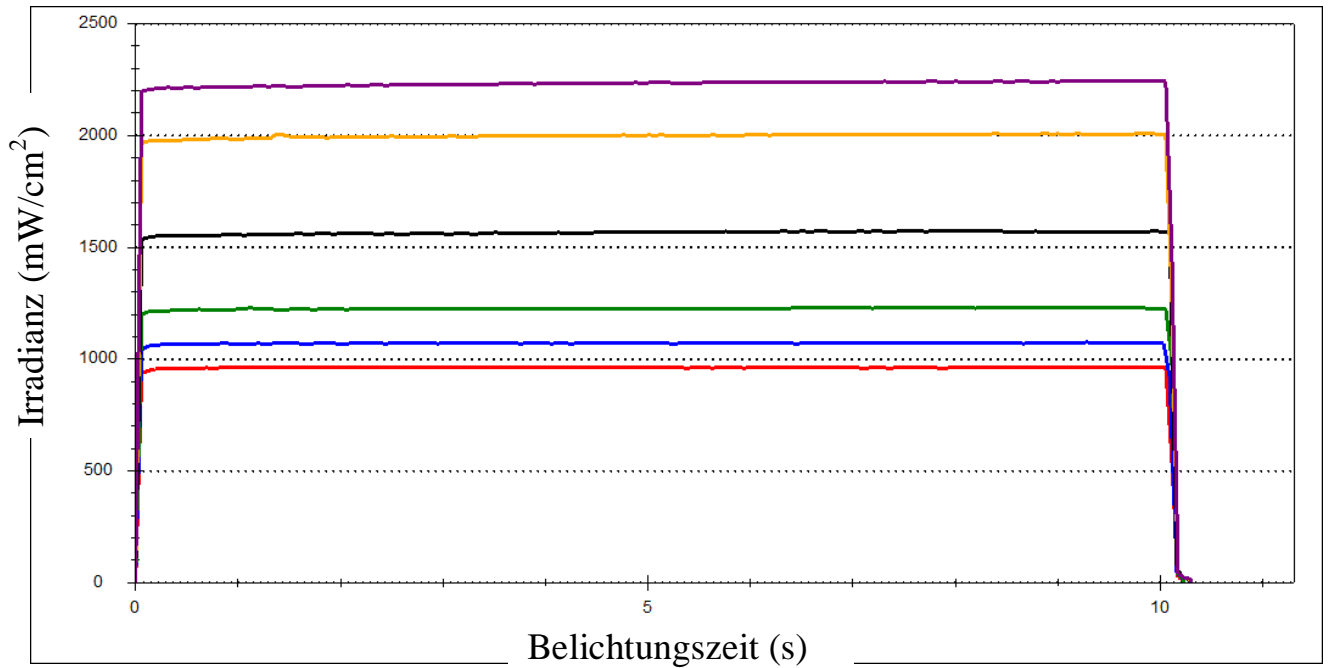


Abb. 5.1-8: Irradianz der LED-Lampe Elipar DeepCure-S abhängig von der Belichtungszeit in verschiedenen Abständen zum Messsensor (lila- 0 mm; gelb- 2 mm; schwarz- 4 mm; grün- 6 mm; blau- 8 mm, rot- 10 mm), zentrierte Lampenposition.

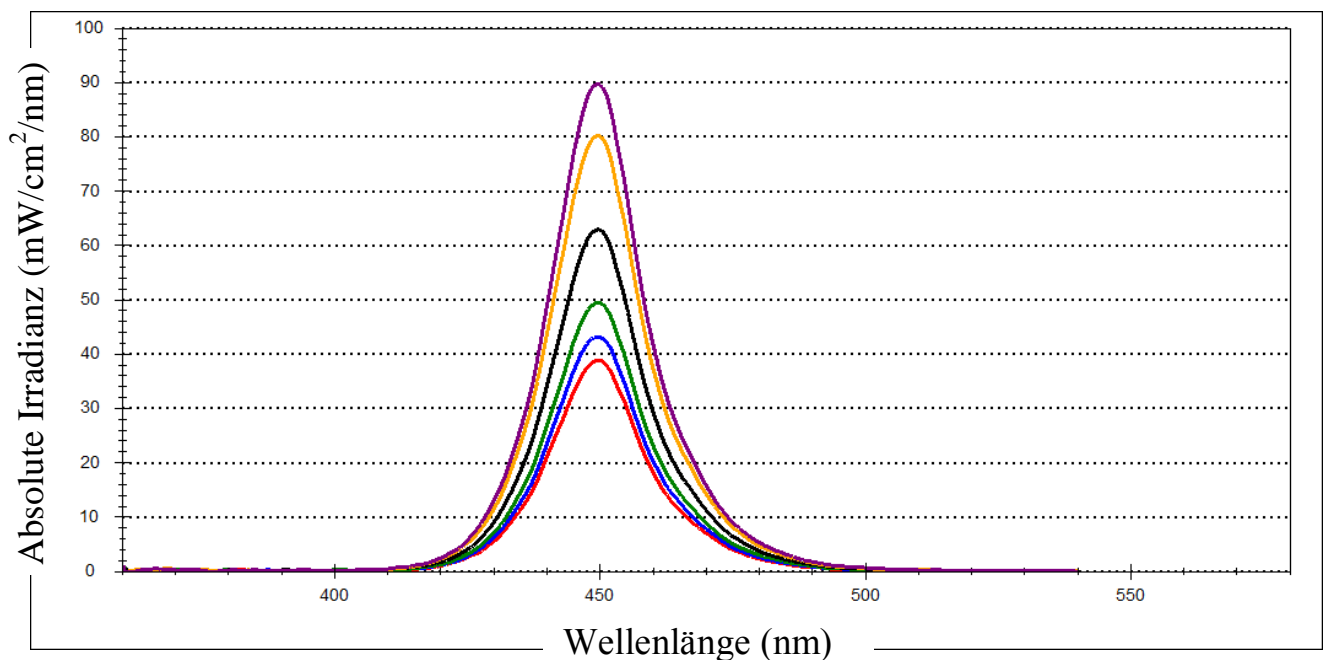


Abb. 5.1-9: Emissionsspektren der LED-Lampe Elipar DeepCure-S bei verschiedenen Belichtungsabständen (lila- 0 mm; gelb- 2 mm; schwarz- 4 mm; grün- 6 mm; blau- 8 mm, rot- 10 mm), zentrierte Lampenposition.

Die Abbildung 5.1-10 fasst die Ergebnisse der Irradianz für die LED-Lampe Demi Ultra (DU) zusammen. Das Diagramm zeigt für die unterschiedlichen Lampenpositionen, dass bei 0 mm immer eine andere Anfangsirradianz auftritt. Wenn die Lampe zentriert zum Messsensor steht, liegt die Irradianz im Anfangsbereich der Kurve bei $1904,8 \text{ mW/cm}^2$. Daraufhin steigt sie leicht an um 2 %, bis der Abstand von 1 mm erreicht ist. Dann nimmt sie gleichmäßig ab bis auf eine Irradianz von $478,8 \text{ mW/cm}^2$ (Abstieg um 75 %). Bei der mesialen Lampenposition ist die Irradianz bei 0 mm fast 1500 mW/cm^2 und wird bei 10 mm um 70 % herabgesetzt. In vestibulärer und oraler Lage der Lampe sinkt die Irradianz um 65 %. Wenn die Lampe nach distal vom Messsensor verschoben ist, beträgt die Irradianz bei 0 mm $912,6 \text{ mW/cm}^2$ und nimmt bis 10 mm um 61 % ab. Die Irradianz unterscheidet sich in der zentrierten Lampenposition ab 4 mm, in der mesialen Lampenposition ab 1 mm, in der vestibulären Lampenposition ab 2 mm und in der oralen Lampenposition ab 1 mm Belichtungsabstand signifikant von den davor gemessenen Irradianzwerten bei geringeren Abständen. In der distalen Position wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den gemessenen Irradianzwerten bei verschiedenen Belichtungsabständen registriert. Obwohl bei 0 mm bedeutende Irradianzunterschiede abhängig von der Lampenposition auftreten, ergeben sich bei einem Abstand von 10 mm sehr ähnliche Irradianzwerte mit einer Standardabweichung von $43,8 \text{ mW/cm}^2$.

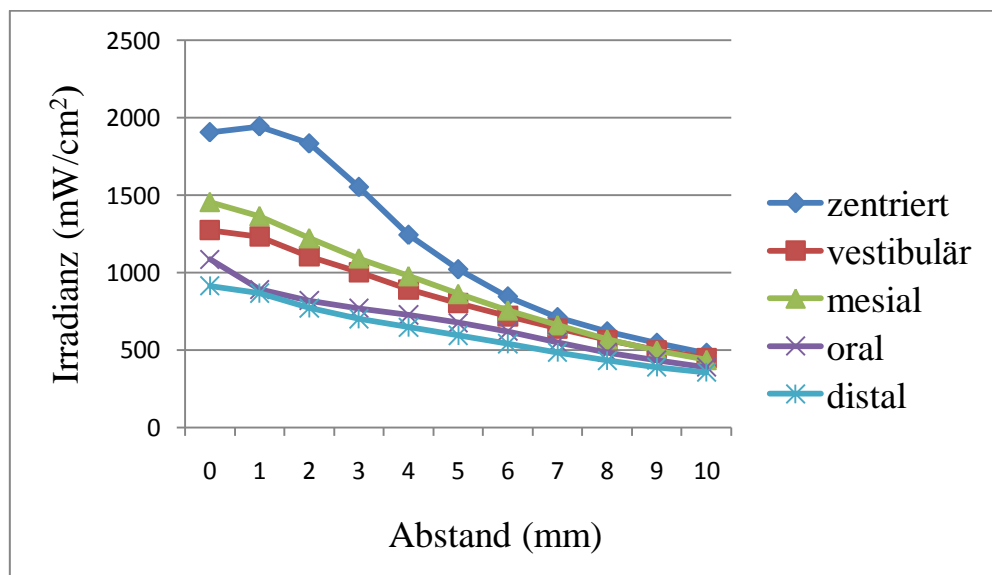


Abb. 5.1-10: Irradianz der LED-Lampe Demi Ultra abhängig von der Lampenposition (Legende) und dem Belichtungsabstand zum Messsensor (Belichtungszeit 10 Sekunden).

Folgende Graphiken (Abb. 5.1-11, Abb. 5.1-12) präsentieren die Irradianzen und die Emissionsspektren der LED-Lampe DU abhängig von dem Belichtungsabstand in der zentrierten Lampenposition. Die Irradianzwerte bei den Belichtungsabständen von 0 mm und 2 mm unterscheiden sich nicht statistisch signifikant. Abb. 5.1-11 zeigt, dass die entsprechenden Irradianzlinien fast identisch verlaufen. Diese unterscheiden sich offensichtlich von den anderen Irradianzlinien bei erhöhten Belichtungsabständen, was auch im *Student t-Test* bewiesen wurde.

Die Abbildung 5.1-11 präsentiert die spezifischen Muster der Irradianzkurven der Lampe Demi Ultra. Für alle Belichtungsabstände ist zu erkennen, dass in den ersten Millisekunden nach dem Einschalten der Lampe die Initialirradianz auf ein hohes Niveau steigt und dann während der Belichtung auf einen geringeren Wert abfällt. Der niedrigere moderate Irradianzwert wird für 0,75 Sekunden gehalten. In den nächsten 0,25 Sekunden folgt ein höherer Wert. Die hohe Irradianz ist größer als die Initialirradianz. Dieses Muster der Lampe DU wiederholt sich über den gesamten Belichtungszeitraum hinweg und soll laut Herstellerangaben eine Wärmeakkumulation verhindern.

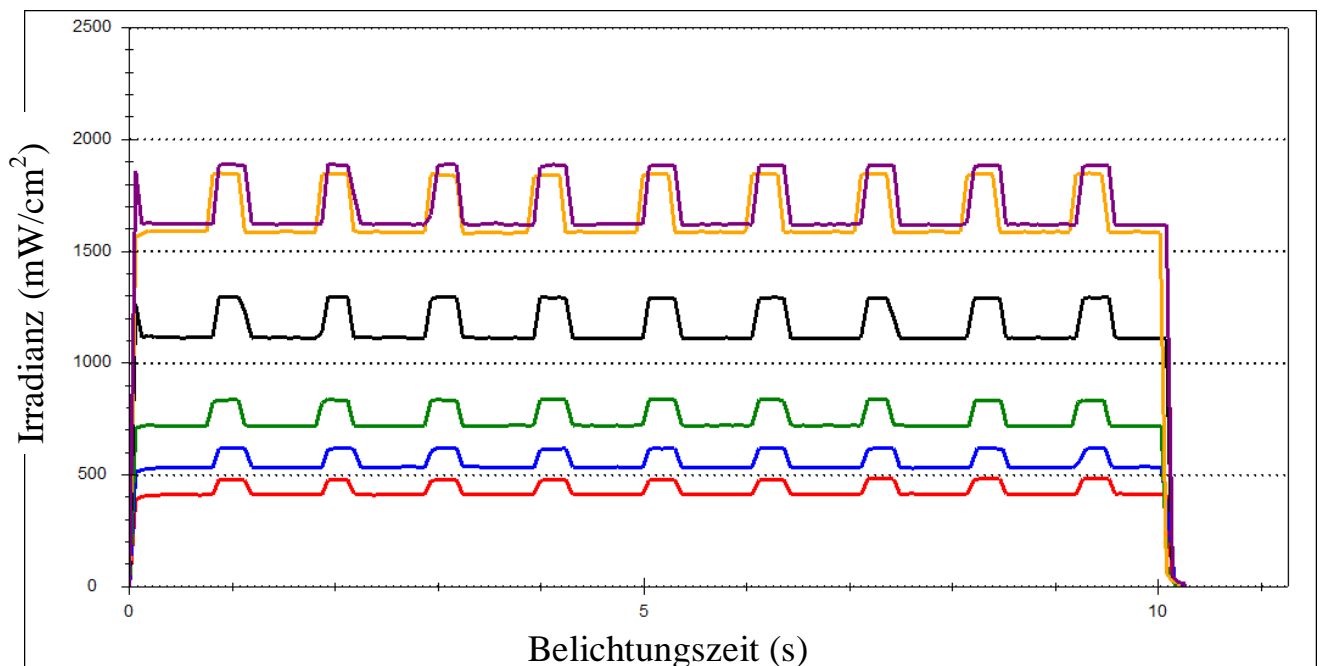


Abb. 5.1-11: Irradianz der LED-Lampe Demi Ultra abhängig von der Belichtungszeit in verschiedenen Abständen zum Messsensor (lila- 0 mm; gelb- 2 mm; schwarz- 4 mm; grün- 6 mm; blau- 8 mm, rot- 10 mm), zentrierte Lampenposition.

Demi Ultra ist auch eine Lampe, die nur blaue LEDs enthält und ein schmales Emissionsspektrum zwischen 420 nm und 515 nm hat. Dabei zeigt sie einen spektralen Peak bei 460 nm im blauen Wellenlängenbereich (Abb 5.1-12).

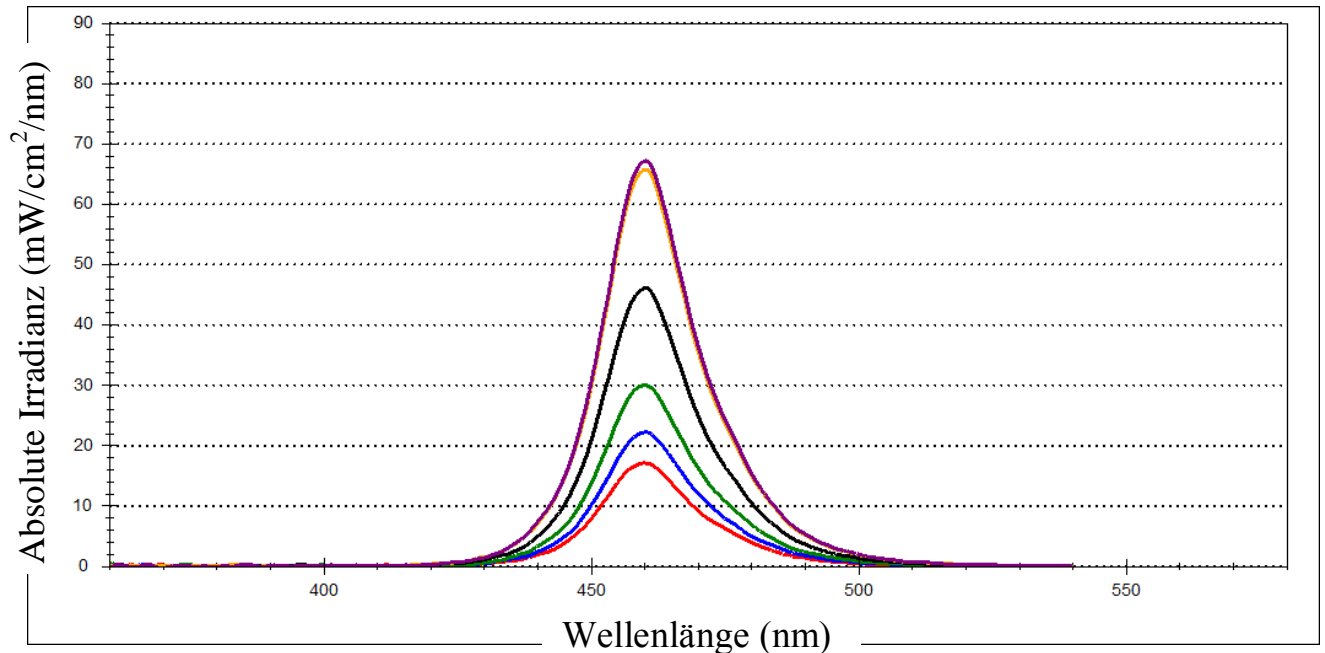


Abb. 5.1-12: Emissionsspektren der LED-Lampe Demi Ultra bei verschiedenen Belichtungsabständen (lila- 0 mm; gelb- 2 mm; schwarz- 4 mm; grün- 6 mm; blau- 8 mm, rot- 10 mm), zentrierte Lampenposition.

5.1.2 Bestrahlungsdosis der LED-Lampen

Der zweite Parameter, der mit demselben Spektrometersystem gemessen wurde, ist die Bestrahlungsdosis als zeitlich integrierte Irradianz der verwendeten Lampen. Trotz der geringen Irradianzunterschiede zwischen Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) und Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) wurde die Bestrahlungsdosis beider LED-Lampen aufgezeichnet. Für alle vier untersuchten LED-Lampen wurde die Bestrahlungsdosis sowohl im violetten als auch im blauen Emissionsspektrum analysiert. Die Testergebnisse und die dazugehörige Statistik werden in den Tabellen 5.1.2-1 bis 5.1.2-8 dargestellt. Getestet wurde auf die Homogenität der Varianzen, wobei homogene Untergruppen abhängig von der Lampenposition horizontal und homogene Untergruppen abhängig von dem Belichtungsabstand vertikal in der Tabelle verzeichnet wurden. Der Belichtungsabstand und die Lampenposition sowie die Interaktion zwischen den beiden Faktoren hatten bei jeder untersuchten LED-Lampe einen signifikanten Einfluss auf die Bestrahlungsdosis ($p < 0,001$).

Tab. 5.1.2-1: Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) (Belichtungszeit 10 Sekunden) im violetten Emissionsspektrum abhängig von 5 verschiedenen Positionen der Lampe (zentriert und nach mesial, distal, vestibulär und oral verschoben), in 11 Abständen des Lichtaustrittsfensters zum Messsensor (von 0 bis 10 mm in 1-mm-Schritten); die Standardabweichung ist in Klammern eingetragen; die horizontale Statistik (Untergruppen abhängig von der Lampenposition) wird mit kleinen Buchstaben bzw. die vertikale Statistik (Untergruppen abhängig von dem Belichtungsabstand) mit großen Buchstaben eingezeichnet.

Abstand (mm)	zentriert, J/cm ²	mesial, J/cm ²	distal, J/cm ²	vestibulär, J/cm ²	oral, J/cm ²
0	1,90 (0,09) ^c _H	0,52 (0,10) ^a _A	3,48 (0,08) ^e _K	2,29 (0,18) ^d _G	1,01 (0,15) ^b _B
1	1,84 (0,08) ^c _{G,H}	0,50 (0,10) ^a _A	3,33 (0,07) ^e _{I,K}	2,21 (0,17) ^d _G	0,74 (0,09) ^b _A
2	1,79 (0,06) ^c _{F,G,H}	0,46 (0,07) ^a _A	3,14 (0,12) ^d _J	1,99 (0,16) ^c _{F,G}	0,69 (0,10) ^b _A
3	1,74 (0,08) ^b _{E,F,G}	0,46 (0,08) ^a _A	2,87 (0,15) ^c _H	1,75 (0,18) ^b _{E,F}	0,67 (0,09) ^a _A
4	1,67 (0,06) ^b _{E,F}	0,45 (0,07) ^a _A	2,60 (0,14) ^c _G	1,50 (0,16) ^b _{D,E}	0,67 (0,09) ^a _A
5	1,60 (0,09) ^d _{D,E}	0,46 (0,07) ^a _A	2,33 (0,11) ^e _F	1,29 (0,12) ^c _{C,D}	0,66 (0,07) ^b _A
6	1,47 (0,06) ^d _D	0,48 (0,06) ^a _A	1,99 (0,10) ^e _E	1,13 (0,10) ^c _{B,C}	0,68 (0,06) ^b _A
7	1,30 (0,06) ^d _C	0,48 (0,07) ^a _A	1,69 (0,07) ^e _D	1,03 (0,10) ^c _{A,B,C}	0,67 (0,06) ^b _A
8	1,12 (0,05) ^d _B	0,49 (0,06) ^a _A	1,41 (0,07) ^c _C	0,93 (0,06) ^c _{A,B}	0,68 (0,05) ^b _A
9	0,96 (0,03) ^d _{A,B}	0,48 (0,05) ^a _A	1,17 (0,05) ^c _B	0,86 (0,05) ^c _{A,B}	0,66 (0,04) ^b _A
10	0,83 (0,03) ^c _A	0,49 (0,05) ^a _A	0,93 (0,05) ^d _A	0,80 (0,05) ^c _A	0,65 (0,05) ^b _A

Tab. 5.1.2-2: Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) (Belichtungszeit 10 Sekunden) im blauen Emissionsspektrum abhängig von 5 verschiedenen Positionen der Lampe (zentriert und nach mesial, distal, vestibulär und oral verschoben), in 11 Abständen des Lichtaustrittsfensters zum Messsensor (von 0 bis 10 mm in 1-mm-Schritten); die Standardabweichung ist in Klammern eingetragen; die horizontale Statistik (Untergruppen abhängig von der Lampenposition) wird mit kleinen Buchstaben bzw. die vertikale Statistik (Untergruppen abhängig von dem Belichtungsabstand) mit großen Buchstaben eingezeichnet.

Abstand (mm)	zentriert, J/cm ²	mesial, J/cm ²	distal, J/cm ²	vestibulär, J/cm ²	oral, J/cm ²
0	10,47 (0,18) ^c _G	12,53 (0,43) ^d _H	5,19 (0,66) ^a _{C,D}	9,19 (0,39) ^b _G	11,23 (0,18) ^c _K
1	10,36 (0,19) ^{b,c} _G	11,84 (0,63) ^d _{G,H}	5,42 (0,64) ^a _D	9,41 (0,44) ^b _G	10,86 (0,25) ^{c,d} _{J,K}
2	10,37 (0,23) ^c _G	10,65 (0,74) ^c _{F,G}	5,33 (0,61) ^a _{C,D}	8,77 (0,54) ^b _G	10,41 (0,34) ^c _{H,I}
3	10,37 (0,20) ^c _G	9,48 (0,83) ^c _{E,F}	5,22 (0,62) ^a _{C,D}	7,81 (0,55) ^b _F	9,89 (0,36) ^c _{G,H}
4	10,29 (0,17) ^d _G	8,32 (0,95) ^c _{D,E}	5,06 (0,56) ^a _{B,C,D}	6,91 (0,46) ^b _E	9,24 (0,36) ^{c,d} _G
5	9,85 (0,11) ^c _F	7,31 (0,83) ^c _{C,D}	4,87 (0,51) ^a _{A,B,C,D}	6,13 (0,32) ^b _{D,E}	8,53 (0,36) ^d _F
6	9,03 (0,13) ^d _E	6,55 (0,75) ^b _{B,C}	4,65 (0,46) ^a _{A,B,C,D}	5,53 (0,19) ^a _{C,D}	7,69 (0,32) ^c _E
7	7,92 (0,15) ^d _D	5,86 (0,56) ^b _{A,B,C}	4,45 (0,39) ^a _{A,B,C,D}	5,10 (0,14) ^a _{B,C}	6,84 (0,29) ^c _D
8	6,53 (0,19) ^d _C	5,32 (0,42) ^b _{A,B}	4,22 (0,32) ^a _{A,B,C}	4,71 (0,09) ^a _{A,B,C}	5,94 (0,26) ^c _C
9	5,41 (0,19) ^d _B	4,80 (0,32) ^{b,c} _A	3,98 (0,26) ^a _{A,B}	4,35 (0,07) ^{a,b} _{A,B}	5,09 (0,17) ^{c,d} _B
10	4,33 (0,14) ^{b,c} _A	4,31 (0,23) ^{b,c} _A	3,69 (0,19) ^a _A	3,99 (0,09) ^{a,b} _A	4,35 (0,15) ^c _A

Im violetten Emissionsspektrum der Bluephase Style* (Seriennr.: 1100017231) hatte die Lampenposition ($p < 0,01$, partielles Eta-Quadrat $\eta_p^2 = 0,979$) den größten Einfluss auf die Bestrahlungsdosis, gefolgt vom Belichtungsabstand ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,936$) und der Binärkombination der Faktoren ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,921$). Der stärkste Einfluss auf die Bestrahlungsdosis im blauen Emissionsspektrum der BS* wurde von dem Belichtungsabstand ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,951$) ausgeübt, worauf die Lampenposition ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,918$) und die Binärkombination ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,802$) folgten.

Tab. 5.1.2-3: Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) (Belichtungszeit 10 Sekunden) im violetten Emissionsspektrum abhängig von 5 verschiedenen Positionen der Lampe (zentriert und nach mesial, distal, vestibulär und oral verschoben), in 11 Abständen des Lichtaustrittsfensters zum Messsensor (von 0 bis 10 mm in 1-mm-Schritten); die Standardabweichung ist in Klammern eingetragen; die horizontale Statistik (Untergruppen abhängig von der Lampenposition) wird mit kleinen Buchstaben bzw. die vertikale Statistik (Untergruppen abhängig von dem Belichtungsabstand) mit großen Buchstaben eingezeichnet.

Abstand (mm)	zentriert, J/cm ²	mesial, J/cm ²	distal, J/cm ²	vestibulär, J/cm ²	oral, J/cm ²
0	2,03 (0,04) ^c _H	0,50 (0,03) ^a _E	3,71 (0,02) ^d _L	2,02 (0,10) ^c _H	0,96 (0,06) ^b _C
1	1,83 (0,04) ^c _G	0,42 (0,03) ^a _{A,B,C}	3,54 (0,04) ^e _K	1,94 (0,05) ^d _H	0,79 (0,04) ^b _B
2	1,82 (0,04) ^c _G	0,41 (0,01) ^a _{A,B}	3,38 (0,05) ^d _J	1,76 (0,04) ^c _G	0,78 (0,04) ^b _B
3	1,79 (0,05) ^d _G	0,39 (0,03) ^a _A	3,17 (0,06) ^e _H	1,51 (0,06) ^c _F	0,76 (0,05) ^b _{A,B}
4	1,76 (0,06) ^d _G	0,41 (0,03) ^a _{A,B}	2,94 (0,07) ^e _G	1,30 (0,03) ^c _E	0,76 (0,04) ^b _B
5	1,65 (0,03) ^d _F	0,42 (0,02) ^a _{A,B}	2,61 (0,03) ^e _F	1,14 (0,04) ^c _D	0,76 (0,04) ^b _{A,B}
6	1,52 (0,02) ^d _E	0,44 (0,02) ^a _{A,B,C,D}	2,27 (0,02) ^e _E	1,01 (0,04) ^c _C	0,76 (0,03) ^b _B
7	1,35 (0,04) ^d _D	0,46 (0,02) ^a _{B,C,D,E}	1,87 (0,02) ^e _D	0,89 (0,04) ^c _B	0,76 (0,03) ^b _{A,B}
8	1,16 (0,03) ^c _C	0,49 (0,02) ^a _{D,E}	1,53 (0,06) ^d _C	0,81 (0,03) ^b _{A,B}	0,74 (0,03) ^b _{A,B}
9	1,02 (0,01) ^d _B	0,48 (0,02) ^a _{D,E}	1,24 (0,01) ^e _B	0,76 (0,01) ^c _A	0,72 (0,01) ^b _{A,B}
10	0,87 (0,03) ^c _A	0,47 (0,01) ^a _{C,D,E}	1,01 (0,03) ^d _A	0,71 (0,03) ^b _A	0,67 (0,01) ^b _A

Tab. 5.1.2-4: Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) (Belichtungszeit 10 Sekunden) im blauen Emissionsspektrum abhängig von 5 verschiedenen Positionen der Lampe (zentriert und nach mesial, distal, vestibulär und oral verschoben), in 11 Abständen des Lichtaustrittsfensters zum Messsensor (von 0 bis 10 mm in 1-mm-Schritten); die Standardabweichung ist in Klammern eingetragen; die horizontale Statistik (Untergruppen abhängig von der Lampenposition) wird mit kleinen Buchstaben bzw. die vertikale Statistik (Untergruppen abhängig von dem Belichtungsabstand) mit großen Buchstaben eingezeichnet.

Abstand (mm)	zentriert, J/cm ²	mesial, J/cm ²	distal, J/cm ²	vestibulär, J/cm ²	oral, J/cm ²
0	10,86 (0,08) ^{b,c} _{H,J}	12,17 (0,12) ^d _K	5,08 (0,03) ^a _{G,H}	10,54 (0,23) ^b _K	11,03 (0,24) ^c _K
1	10,94 (0,07) ^c _J	11,03 (0,19) ^c _J	5,18 (0,08) ^a _H	10,70 (0,14) ^c _K	10,10 (0,29) ^b _J
2	10,85 (0,05) ^d _{H,J}	10,00 (0,23) ^{b,c} _H	5,14 (0,06) ^a _{G,H}	10,12 (0,17) ^c _J	9,70 (0,29) ^b _{H,J}
3	10,71 (0,08) ^d _H	8,55 (0,18) ^b _G	5,08 (0,06) ^a _{G,H}	9,06 (0,17) ^c _H	9,15 (0,31) ^c _{G,H}
4	10,50 (0,06) ^e _G	7,42 (0,18) ^b _F	5,02 (0,06) ^a _{F,G}	8,05 (0,15) ^c _G	8,64 (0,28) ^d _{F,G}
5	10,06 (0,09) ^e _F	6,58 (0,15) ^b _E	4,90 (0,05) ^a _F	7,11 (0,19) ^c _F	8,09 (0,29) ^d _F
6	9,14 (0,10) ^e _E	5,97 (0,13) ^b _D	4,72 (0,06) ^a _E	6,30 (0,15) ^c _E	7,44 (0,23) ^d _E
7	8,00 (0,10) ^d _D	5,49 (0,10) ^b _C	4,47 (0,04) ^a _D	5,61 (0,09) ^b _D	6,64 (0,18) ^c _D
8	6,74 (0,04) ^d _C	5,12 (0,08) ^b _B	4,23 (0,07) ^a _C	5,02 (0,07) ^b _C	5,78 (0,19) ^c _C
9	5,62 (0,07) ^e _B	4,72 (0,09) ^c _A	3,96 (0,03) ^a _B	4,54 (0,06) ^b _B	4,93 (0,09) ^d _B
10	4,66 (0,07) ^c _A	4,31 (0,05) ^c _A	3,70 (0,04) ^a _A	4,04 (0,04) ^b _A	4,17 (0,10) ^b _A

Im violetten Emissionsspektrum der Bluephase Style (Seriennr.: 1110002669) übte die Lampenposition ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,997$) den stärksten Effekt auf die Bestrahlungsdosis, gefolgt vom Belichtungsabstand ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,988$) und der Binärkombination der Faktoren ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,987$). Die Bestrahlungsdosis im blauen Emissionsspektrum der BS wurde von dem Belichtungsabstand ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,994$) am meisten beeinflusst, worauf die Lampenposition ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,989$) und die Binärkombination ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,972$) eng folgten.

Obwohl es sich bei ED-s und DU um blaue LED-Lampen handelt, werden die Bestrahlungsdosiswerte sowohl für das blaue als auch für das violette Emissionsspektrum berücksichtigt, da diese Lampen auch eine kleine Lichtmenge im violetten Spektrum ausstrahlen. Wegen der geringen Lichtmenge wurde der Einfluss der Variablen (Belichtungsabstand,

Lampenposition und Binärkombination der beiden Faktoren) auf die Bestrahlungsdosis aber nicht statistisch ausgewertet. Eine einfaktorielle Varianzanalyse zur Überprüfung der Unterschiede zwischen den eingesetzten Lampenpositionen ergibt nach dem Tukey post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$), dass im violetten Emissionsbereich dieser Lampen nur zwei homogene Untergruppen abhängig von der Lampenposition zu differenzieren sind. Dagegen lassen sich beim blauen Emissionsspektrum bis zu fünf homogene Untergruppen unterscheiden, abhängig von der Lampenposition und je nach Belichtungsabstand.

Tab. 5.1.2-5 Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Elipar DeepCure-S (Belichtungszeit 10 Sekunden) im violetten Emissionsspektrum abhängig von 5 verschiedenen Positionen der Lampe (zentriert und nach mesial, distal, vestibulär und oral verschoben), in 11 Abständen des Lichtaustrittsfensters zum Messsensor (von 0 bis 10 mm in 1-mm-Schritten); die Standardabweichung ist in Klammern eingetragen; die horizontale Statistik (Untergruppen abhängig von der Lampenposition) wird mit kleinen Buchstaben bzw. die vertikale Statistik (Untergruppen abhängig von dem Belichtungsabstand) mit großen Buchstaben eingezeichnet.

Abstand (mm)	zentriert, J/cm ²	mesial, J/cm ²	distal, J/cm ²	vestibulär, J/cm ²	oral, J/cm ²
0	0,23 (0,01) ^b _F	0,14 (0,02) ^a _B	0,12 (0,01) ^a _{C,D,E}	0,14 (0,02) ^a _G	0,13 (0,02) ^a _{A,B}
1	0,22 (0,02) ^b _F	0,14 (0,00) ^a _B	0,13 (0,01) ^a _{D,E}	0,13 (0,01) ^a _{F,G}	0,11 (0,01) ^a _{A,B}
2	0,20 (0,01) ^b _{E,F}	0,14 (0,02) ^a _B	0,14 (0,01) ^a _E	0,11 (0,01) ^a _{D,E,F,G}	0,12 (0,02) ^a _{A,B}
3	0,18 (0,01) ^b _{D,E}	0,12 (0,01) ^a _{A,B}	0,13 (0,02) ^a _E	0,12 (0,01) ^a _{E,F,G}	0,13 (0,01) ^a _B
4	0,15 (0,01) ^b _{C,D}	0,14 (0,01) ^{a,b} _B	0,12 (0,02) ^a _{B,C,D,E}	0,11 (0,01) ^a _{C,D,E,F}	0,13 (0,01) ^{a,b} _{A,B}
5	0,13 (0,02) ^b _{B,C}	0,13 (0,01) ^b _B	0,11 (0,01) ^{a,b} _{A,B,C,D,E}	0,10 (0,02) ^a _{B,C,D,E,F}	0,12 (0,01) ^{a,b} _{A,B}
6	0,13 (0,00) ^b _{B,C}	0,12 (0,01) ^b _{A,B}	0,12 (0,01) ^b _{B,C,D,E}	0,08 (0,01) ^a _{A,B,C,D}	0,12 (0,02) ^b _{A,B}
7	0,11 (0,01) ^{a,b} _{A,B}	0,12 (0,00) ^b _{A,B}	0,10 (0,01) ^{a,b} _{A,B,C,D}	0,09 (0,01) ^a _{A,B,C,D,E}	0,11 (0,01) ^{a,b} _{A,B}
8	0,11 (0,02) ^b _{A,B}	0,09 (0,01) ^{a,b} _A	0,09 (0,01) ^{a,b} _{A,B,C}	0,08 (0,01) ^a _{A,B,C}	0,11 (0,01) ^b _{A,B}
9	0,10 (0,01) ^b _{A,B}	0,09 (0,02) ^{a,b} _A	0,08 (0,01) ^{a,b} _A	0,07 (0,01) ^a _{A,B}	0,09 (0,01) ^{a,b} _A
10	0,09 (0,01) ^{a,b} _A	0,09 (0,02) ^{a,b} _A	0,09 (0,02) ^{a,b} _{A,B}	0,06 (0,01) ^a _A	0,10 (0,01) ^b _{A,B}

Tab. 5.1.2-6 Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Elipar DeepCure-S (Belichtungszeit 10 Sekunden) im blauen Emissionsspektrum abhängig von 5 verschiedenen Positionen der Lampe (zentriert und nach mesial, distal, vestibulär und oral verschoben), in 11 Abständen des Lichtaustrittsfensters zum Messsensor (von 0 bis 10 mm in 1-mm-Schritten); die Standardabweichung ist in Klammern eingetragen; die horizontale Statistik (Untergruppen abhängig von der Lampenposition) wird mit kleinen Buchstaben bzw. die vertikale Statistik (Untergruppen abhängig von dem Belichtungsabstand) mit großen Buchstaben eingezeichnet.

Abstand (mm)	zentriert, J/cm ²	mesial, J/cm ²	distal, J/cm ²	vestibulär, J/cm ²	oral, J/cm ²
0	22,37 (0,05) ^d _K	13,39 (0,42) ^c _H	12,54 (0,07) ^b _J	13,47 (0,45) ^c _J	11,89 (0,23) ^a _{D,E}
1	21,44 (0,29) ^c _J	12,89 (0,35) ^b _{G,H}	12,77 (0,19) ^b _J	12,88 (0,38) ^b _J	12,03 (0,18) ^a _{D,E,F}
2	19,85 (0,35) ^c _H	12,82 (0,31) ^b _{G,H}	12,45 (0,15) ^{a,b} _J	12,12 (0,37) ^a _H	12,44 (0,20) ^{a,b} _{F,G,H}
3	17,75 (0,49) ^d _G	12,75 (0,26) ^c _G	11,96 (0,16) ^b _H	11,26 (0,37) ^a _G	12,70 (0,21) ^c _H
4	15,63 (0,35) ^d _F	12,53 (0,21) ^c _{F,G}	11,33 (0,14) ^b _G	10,35 (0,37) ^a _F	12,65 (0,18) ^c _{G,H}
5	13,71 (0,25) ^d _E	12,12 (0,15) ^c _F	10,68 (0,16) ^b _F	9,53 (0,31) ^a _E	12,25 (0,14) ^c _{E,F,G}
6	12,39 (0,19) ^d _D	11,48 (0,17) ^c _E	9,96 (0,16) ^b _E	8,72 (0,25) ^a _D	11,67 (0,19) ^c _D
7	11,43 (0,13) ^d _C	10,65 (0,19) ^c _D	9,21 (0,19) ^b _D	7,96 (0,26) ^a _{C,D}	11,05 (0,16) ^{c,d} _C
8	10,71 (0,09) ^d _B	9,82 (0,19) ^c _C	8,61 (0,13) ^b _C	7,24 (0,25) ^a _{B,C}	10,40 (0,17) ^d _B
9	10,17 (0,10) ^c _{A,B}	9,03 (0,12) ^c _B	7,94 (0,11) ^b _B	6,58 (0,20) ^a _{A,B}	9,79 (0,13) ^d _A
10	9,61 (0,14) ^d _A	8,18 (0,20) ^c _A	7,24 (0,12) ^b _A	5,98 (0,13) ^a _A	9,37 (0,13) ^d _A

Wird das blaue Emissionsspektrum berücksichtigt, so wurde der stärkste Einfluss auf die Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Elipar DeepCure-S von dem Belichtungsabstand ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,989$) ausgeübt, gefolgt von der Lampenposition ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,983$) und von der Binärkombination der Faktoren ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,967$).

Tab. 5.1.2-7 Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Demi Ultra (Belichtungszeit 10 Sekunden) im violetten Emissionsspektrum abhängig von 5 verschiedenen Positionen der Lampe (zentriert und nach mesial, distal, vestibulär und oral verschoben), in 11 Abständen des Lichtaustrittsfensters zum Messsensor (von 0 bis 10 mm in 1-mm-Schritten); die Standardabweichung ist in Klammern eingetragen; die horizontale Statistik (Untergruppen abhängig von der Lampenposition) wird mit kleinen Buchstaben bzw. die vertikale Statistik (Untergruppen abhängig von dem Belichtungsabstand) mit großen Buchstaben eingezeichnet.

Abstand (mm)	zentriert, J/cm ²	mesial, J/cm ²	distal, J/cm ²	vestibulär, J/cm ²	oral, J/cm ²
0	0,07 (0,01) ^a _{C,D}	0,06 (0,01) ^a _B	0,05 (0,01) ^a _B	0,06 (0,01) ^a _B	0,06 (0,02) ^a _B
1	0,06 (0,01) ^a _{B,C,D}	0,05 (0,02) ^a _{A,B}	0,05 (0,01) ^a _B	0,05 (0,01) ^a _{A,B}	0,04 (0,02) ^a _{A,B}
2	0,08 (0,02) ^D	0,05 (0,01) _{A,B}	0,04 (0,02) _{A,B}	0,05 (0,01) _{A,B}	0,03 (0,01) _{A,B}
3	0,07 (0,01) ^b _{B,C,D}	0,04 (0,02) ^{a,b} _{A,B}	0,02 (0,02) ^a _{A,B}	0,04 (0,01) ^{a,b} _{A,B}	0,03 (0,01) ^a _{A,B}
4	0,06 (0,01) ^b _{B,C,D}	0,04 (0,02) ^{a,b} _{A,B}	0,03 (0,01) ^a _{A,B}	0,04 (0,01) ^{a,b} _{A,B}	0,05 (0,01) ^{a,b} _{A,B}
5	0,05 (0,01) ^a _{A,B,C}	0,03 (0,01) ^a _{A,B}	0,03 (0,01) ^a _{A,B}	0,04 (0,01) ^a _{A,B}	0,03 (0,02) ^a _{A,B}
6	0,04 (0,01) ^a _{A,B}	0,05 (0,01) ^a _{A,B}	0,04 (0,02) ^a _{A,B}	0,03 (0,03) ^a _{A,B}	0,02 (0,02) ^a _A
7	0,05 (0,01) ^a _{A,B,C}	0,05 (0,02) ^a _{A,B}	0,03 (0,00) ^a _{A,B}	0,03 (0,01) ^a _{A,B}	0,03 (0,02) ^a _A
8	0,03 (0,01) ^a _A	0,03 (0,00) ^a _A	0,03 (0,01) ^a _{A,B}	0,03 (0,02) ^a _{A,B}	0,03 (0,01) ^a _{A,B}
9	0,03 (0,01) ^{a,b} _A	0,03 (0,01) ^{a,b} _{A,B}	0,01 (0,01) ^a _A	0,04 (0,00) ^b _{A,B}	0,03 (0,01) ^{a,b} _{A,B}
10	0,03 (0,01) ^a _A	0,02 (0,01) ^a _A	0,03 (0,02) ^a _{A,B}	0,02 (0,01) ^a _A	0,03 (0,01) ^a _{A,B}

Tab. 5.1.2-8 Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Demi Ultra (Belichtungszeit 10 Sekunden) im blauen Emissionsspektrum abhängig von 5 verschiedenen Positionen der Lampe (zentriert und nach mesial, distal, vestibulär und oral verschoben), in 11 Abständen des Lichtaustrittsfensters zum Messsensor (von 0 bis 10 mm in 1-mm-Schritten); die Standardabweichung ist in Klammern eingetragen; die horizontale Statistik (Untergruppen abhängig von der Lampenposition) wird mit kleinen Buchstaben bzw. die vertikale Statistik (Untergruppen abhängig von dem Belichtungsabstand) mit großen Buchstaben eingezeichnet.

Abstand (mm)	zentriert, J/cm ²	mesial, J/cm ²	distal, J/cm ²	vestibulär, J/cm ²	oral, J/cm ²
0	17,07 (0,22) ^e _J	13,01 (0,42) ^d _G	8,17 (0,40) ^a _J	11,39 (0,38) ^c _J	9,66 (0,89) ^b _H
1	17,40 (0,17) ^b _J	10,75 (3,22) ^a _{F,G}	7,74 (0,54) ^a _{H,J}	10,92 (0,37) ^a _J	7,93 (0,85) ^a _G
2	16,40 (0,31) _H	10,92 (0,67) _{F,G}	6,87 (0,55) _{G,H}	9,73 (0,33) _H	7,29 (0,82) _{F,G}
3	13,87 (0,41) ^c _G	9,77 (0,47) ^b _{E,F}	6,27 (0,49) ^a _{F,G}	8,84 (0,29) ^b _G	6,82 (0,71) ^a _{E,F,G}
4	11,10 (0,43) ^c _F	8,73 (0,40) ^b _{D,E,F}	5,77 (0,42) ^a _{E,F}	7,96 (0,26) ^b _F	6,44 (0,61) ^a _{E,F}
5	9,12 (0,37) ^c _E	7,69 (0,34) ^b _{C,D,E}	5,29 (0,39) ^a _{D,E}	7,13 (0,22) ^b _E	5,97 (0,45) ^a _{D,E,F}
6	7,48 (0,28) ^d _D	6,73 (0,27) ^c _{B,C,D}	4,79 (0,36) ^a _{C,D}	6,39 (0,19) ^c _D	5,49 (0,27) ^b _{C,D,E}
7	6,31 (0,17) ^d _C	5,87 (0,24) ^{c,d} _{A,B,C}	4,29 (0,32) ^a _{B,C}	5,65 (0,14) ^c _C	4,87 (0,19) ^b _{B,C,D}
8	5,51 (0,14) ^d _B	5,08 (0,16) ^c _{A,B}	3,83 (0,27) ^a _{A,B}	5,01 (0,14) ^c _{B,C}	4,32 (0,18) ^b _{A,B,C}
9	4,84 (0,11) ^c _A	4,41 (0,12) ^{b,c} _{A,B}	3,46 (0,23) ^a _{A,B}	4,65 (0,50) ^c _{A,B}	3,86 (0,14) ^{a,b} _{A,B}
10	4,27 (0,09) ^c _A	3,88 (0,11) ^b _A	3,15 (0,18) ^a _A	3,97 (0,10) ^b _A	3,43 (0,17) ^a _A

Im blauen Emissionsspektrum beeinflusste der Belichtungsabstand ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,956$) die Bestrahlungsdosis der LED-Lampe Demi Ultra am meisten, gefolgt von der Lampenposition ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,896$) und von der Binärkombination der Faktoren ($p < 0,01$, $\eta_p^2 = 0,813$).

5.2 Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite

Um den Effekt der untersuchten LED-Lampen auf die induzierte Polymerisationsqualität beurteilen zu können, wurde mithilfe eines Scratch-Tests gemäß ISO 4049 die Polymerisationstiefe (PT) in drei Bulk-Fill Kompositen analysiert. Die untenstehende Tabelle

(Tab. 5.2) fasst die PT der Materialien Filtek Bulk Fill Posterior, Tetric EvoCeram Bulk Fill und SonicFill zusammen.

Tab. 5.2: Polymerisationstiefe (PT) in den Bulk-Fill Materialien Filtek Bulk Fill Posterior (FBFP), Tetric EvoCeram Bulk Fill (TECBF) und SonicFill (SF); BD = Bestrahlungsdosis; ED-S - Elipar DeepCure-S; BS - Bluephase Style; DU - Demi Ultra.

			Belichtungsabstand (mm)					
			0		3		7	
			zentriert	3-mm- offset	zentriert	3-mm- offset	zentriert	3-mm- offset
ED-S	FBFP	PT (mm)	4,3 (0,09)	4,0 (0,25)	4,3 (0,05)	4,2 (0,01)	4,0 (0,15)	3,7 (0,22)
		BD (J/cm ²)	45	25	36	24	23	19
	TECBF	PT (mm)	3,8 (0,07)	3,5 (0,07)	3,7 (0,03)	3,6 (0,03)	3,3 (0,10)	3,2 (0,06)
		BD (J/cm ²)	23	13	18	12	11	9
	SF	PT (mm)	3,5 (0,09)	3,1(0,04)	3,3 (0,04)	3,2 (0,13)	3,1 (0,07)	3,0 (0,03)
		BD (J/cm ²)	45	25	36	24	23	19
Irradianz (mW/cm ²)		2252,8	1259,4	1786,0	1204,4	1147,8	930,6	
BS	FBFP	PT (mm)	4,2 (0,16)	3,4 (0,17)	4,1 (0,04)	3,4 (0,25)	3,9 (0,26)	3,4 (0,10)
		BD (J/cm ²)	24	17	24	16	18	12
	TECBF	PT (mm)	3,2 (0,13)	2,8 (0,05)	3,1 (0,08)	2,9 (0,17)	3,0 (0,09)	2,7 (0,19)
		BD (J/cm ²)	12	8	12	8	9	6
	SF	PT (mm)	3,2 (0,05)	2,7 (0,03)	3,2 (0,04)	2,7 (0,03)	2,9 (0,16)	2,7 (0,08)
		BD (J/cm ²)	24	17	24	16	18	12
Irradianz (mW/cm ²)		1219,0	830,4	1184,6	780,4	886,8	602,0	
DU	FBFP	PT (mm)	4,6 (0,21)	4,0 (0,09)	4,3 (0,06)	3,8 (0,10)	3,8 (0,02)	3,4 (0,09)
		BD (J/cm ²)	38	18	31	14	14	10
	TECBF	PT (mm)	3,6 (0,07)	3,2 (0,10)	3,3 (0,05)	3,1 (0,06)	2,9 (0,08)	2,8 (0,12)
		BD (J/cm ²)	19	9	16	7	7	5
	SF	PT (mm)	3,6 (0,05)	3,2 (0,02)	3,4 (0,04)	3,2 (0,07)	3,1 (0,01)	2,9 (0,07)
		BD (J/cm ²)	38	18	31	14	14	10
Irradianz (mW/cm ²)		1904,8	912,6	1550,8	701,6	709,4	483,2	

Die PT variiert zwischen ($2,7 \pm 0,07$) mm (für SF, belichtet mit BS in der offset Lampenposition) und ($4,6 \pm 0,20$) mm (für FBFP, belichtet mit DU in der zentrierten Lampenposition). Der stärkste Effekt auf die PT wurde von dem BFK ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,649$) ausgeübt, gefolgt von der LED-Lampe ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,280$). Der Belichtungsabstand beeinflusste die PT nur beim Verwenden der blauen LED-Lampen, wobei der offset beim

Verwenden aller drei Lampen einen Effekt auf die PT ($p < 0,001$) hatte. Eine Ausnahme stellte die Kombination ED-S/ TECBF ($p = 0,07$) dar.

Die Abbildungen 5.2.-1 bis 5.2.-3 veranschaulichen die PT in den verschiedenen BFK abhängig von dem Belichtungsabstand und der verwendeten LED-Lampe.

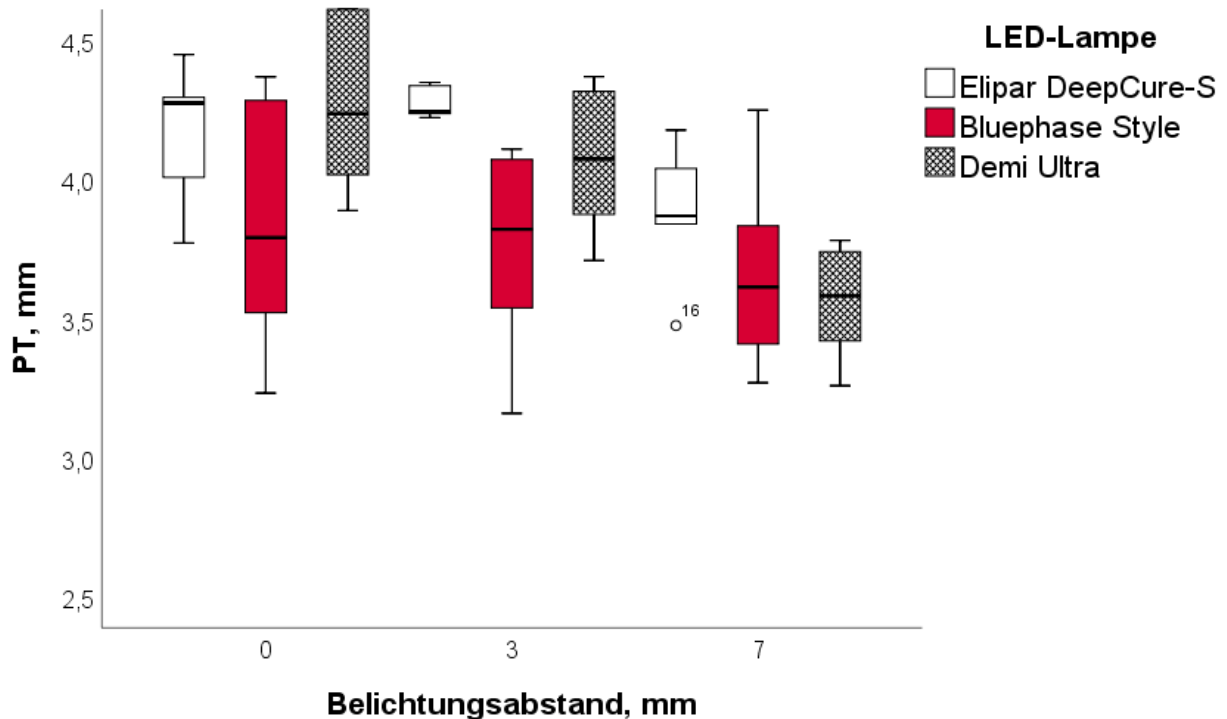


Abb. 5.2-1: Polymerisationstiefe (PT) in Filtek Bulk Fill Posterior abhängig von dem Belichtungsabstand und der LED-Lampe.

Für Tetric Bulk Fill Posterior wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt, um die Unterschiede zwischen den PT bei unterschiedlichen Belichtungsabständen zu überprüfen. Unter Zuhilfenahme des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$) ergaben sich zwei eindeutig zu trennende Untergruppen. Unabhängig von der eingesetzten LED-Lampe bilden die PT bei 0 mm und bei 3 mm eine homogene Untergruppe und unterscheiden sich innerhalb der Gruppe nicht signifikant voneinander ($p = 0,804$). Die beschriebenen PT bei 0 mm und 3 mm unterscheiden sich dagegen signifikant von der PT beim Belichtungsabstand von 7 mm ($p = 0,003$; $p = 0,018$).

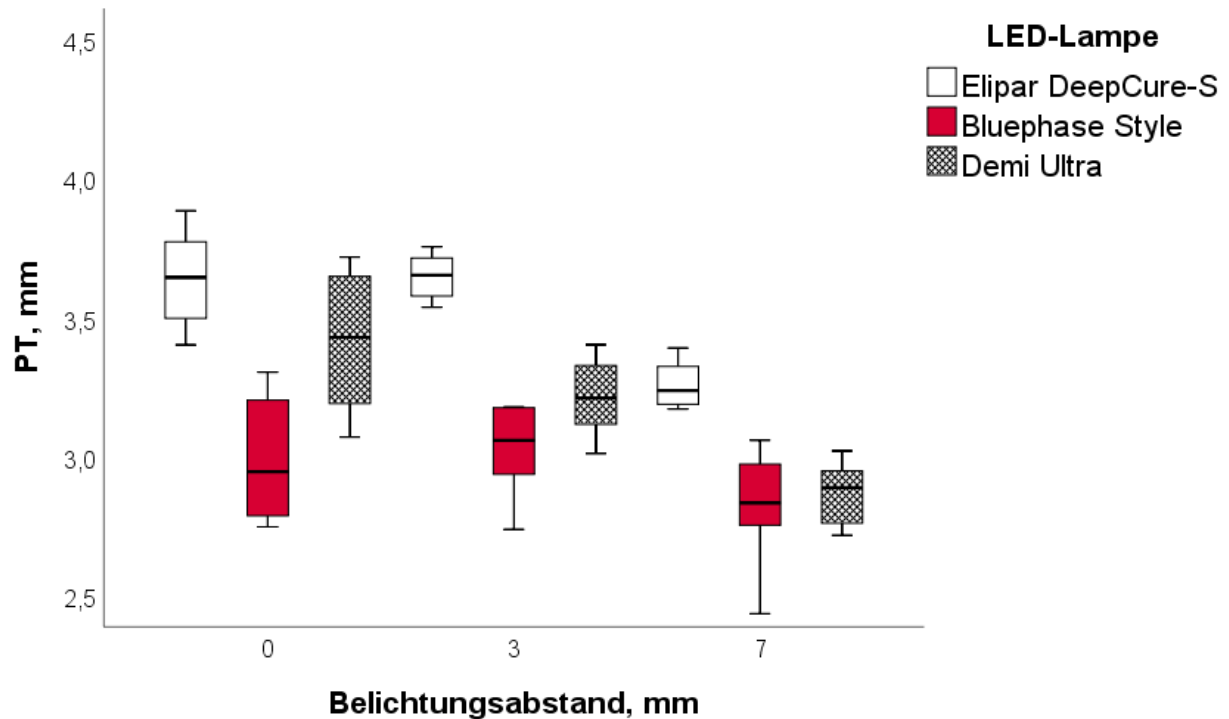


Abb. 5.2-2: Polymerisationstiefe (PT) in Tetric EvoCeram Bulk Fill abhängig von dem Belichtungsabstand und der LED-Lampe.

Für Tetric EvoCeram Bulk Fill wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt, um die Unterschiede zwischen den PT bei unterschiedlichen Belichtungsabständen zu überprüfen. Unter Zuhilfenahme des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$) ergaben sich zwei eindeutig zu trennende Untergruppen. Unabhängig von der eingesetzten LED-Lampe bilden die PT bei 0 mm und bei 3 mm eine homogene Untergruppe und unterscheiden sich innerhalb der Gruppe nicht signifikant voneinander ($p = 0,861$). Die beschriebenen PT bei 0 mm und 3 mm unterscheiden sich dagegen signifikant von der PT beim Belichtungsabstand von 7 mm ($p = 0,002$; $p = 0,009$).

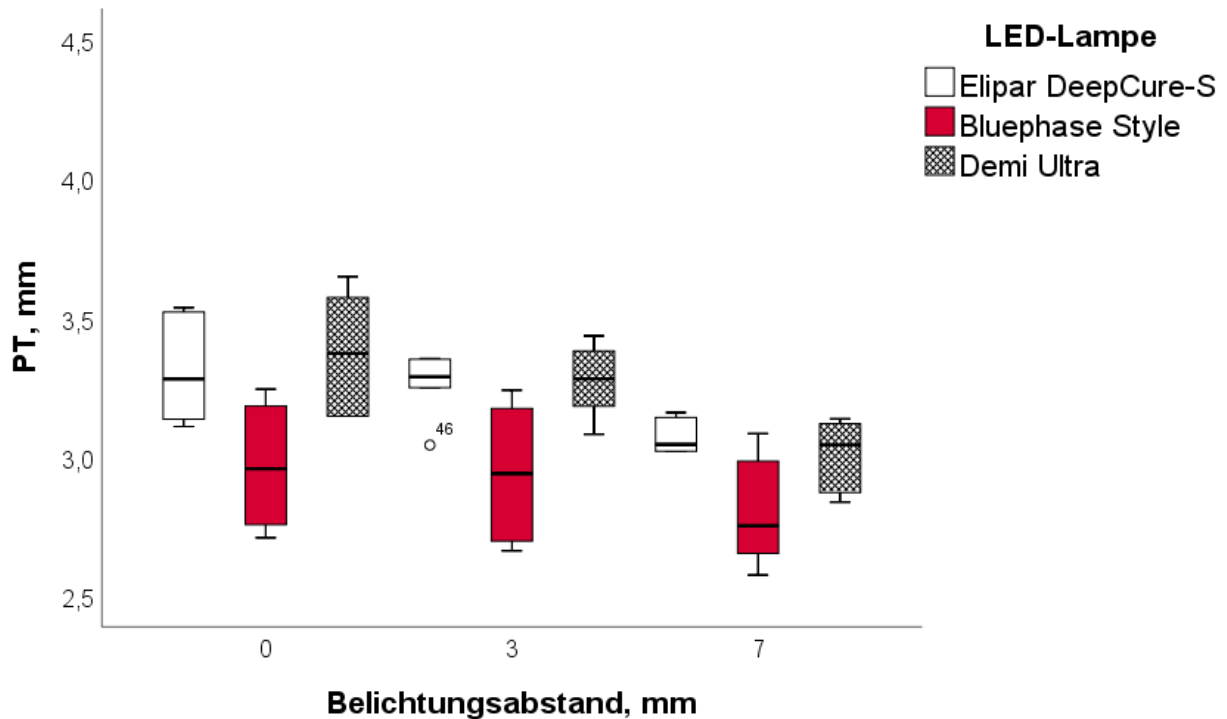


Abb. 5.2-3: Polymerisationstiefe (PT) in SonicFill abhängig von dem Belichtungsabstand und der LED-Lampe.

Für SonicFill wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt, um die Unterschiede zwischen den PT bei unterschiedlichen Belichtungsabständen zu überprüfen. Unter Zuhilfenahme des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$) ergaben sich zwei eindeutig zu trennende Untergruppen. Unabhängig von der eingesetzten LED-Lampe bilden die PT bei 0 mm und bei 3 mm eine homogene Untergruppe und unterscheiden sich innerhalb der Gruppe nicht signifikant voneinander ($p = 0,738$). Die beschriebenen PT bei 0 mm und 3 mm unterscheiden sich dagegen signifikant von der PT beim Belichtungsabstand von 7 mm ($p = 0,005$; $p = 0,039$).

Die Abhängigkeit der Polymerisationstiefe in den verschiedenen Bulk-Fill Kompositen von den verwendeten LED-Lampen wird in den Abbildungen 5.2-4 bis 5.2-6 präsentiert. Bei dem Belichtungsabstand von 0 mm ergab eine einfaktorische Varianzanalyse zur Überprüfung der Unterschiede zwischen den von verschiedenen LED-Lampen induzierten PT mit Hilfe des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$) zwei eindeutig zu trennende Untergruppen. Unabhängig von dem BFK bilden die PT beim Verwenden von Elipar DeepCure-S und Demi Ultra eine homogene Untergruppe und unterscheiden sich innerhalb der Gruppe nicht signifikant voneinander ($p = 0,997$). Die beiden genannten PT unterscheiden sich dagegen signifikant von der PT induziert durch die blau-violette Lampe Bluephase Style ($p = 0,023$; $p = 0,027$).

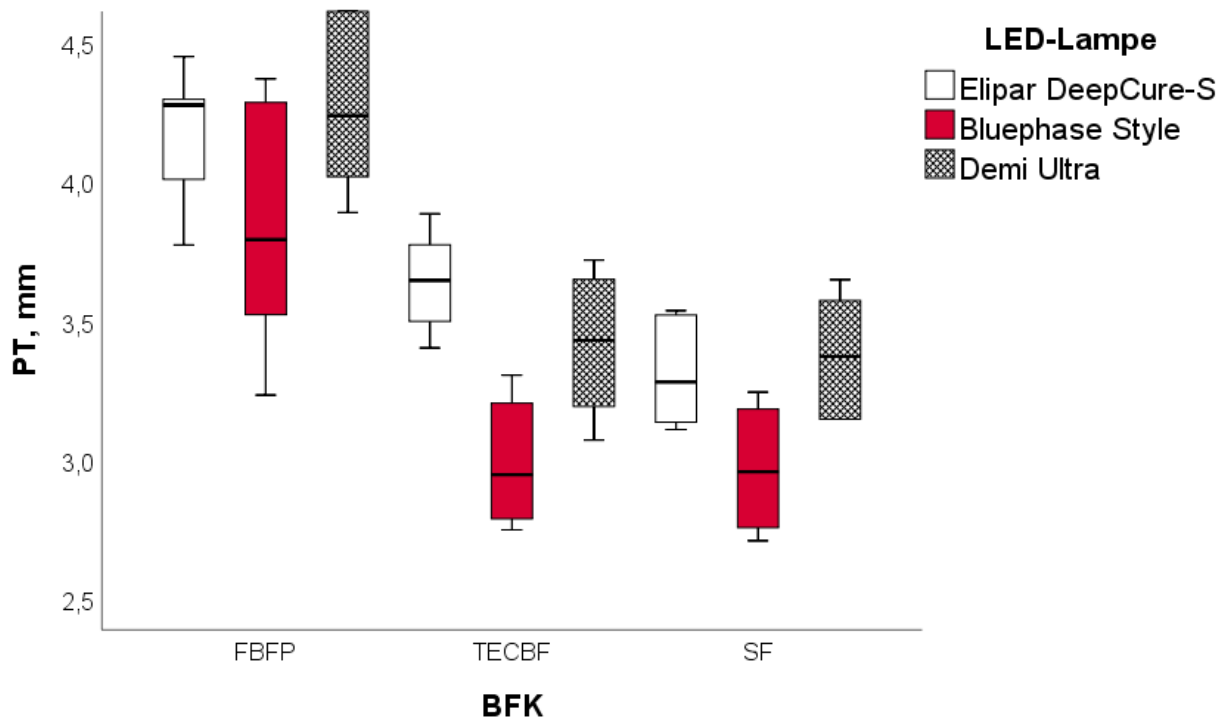


Abb. 5.2-4: Polymerisationstiefe (PT) abhängig von Bulk-Fill Komposit (BFK) und LED-Lampe beim Belichtungsabstand von 0 mm.

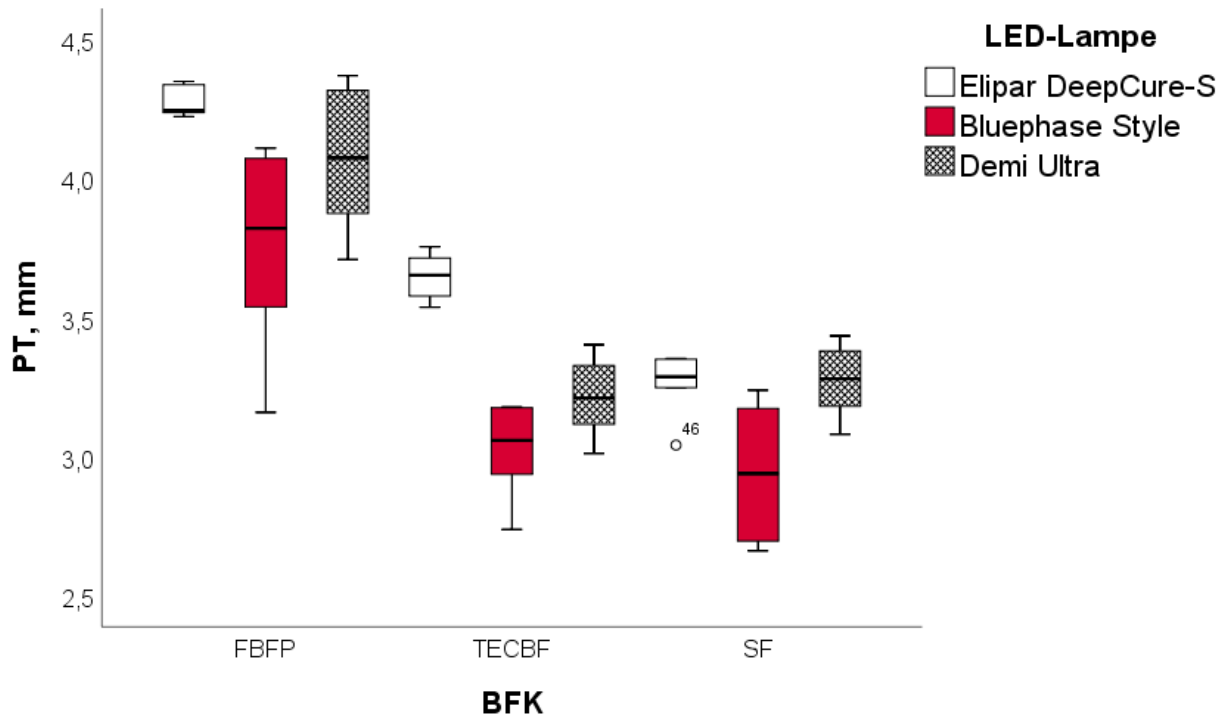


Abb. 5.2-5: Polymerisationstiefe (PT) abhängig von Bulk-Fill Komposit (BFK) und LED-Lampe beim Belichtungsabstand von 3 mm.

Bei dem Belichtungsabstand von 3 mm ergab eine einfaktorielle Varianzanalyse zur Überprüfung der Unterschiede zwischen den von verschiedenen LED-Lampen induzierten PT mit Hilfe des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$) zwei eindeutig zu trennende Untergruppen. Unabhängig von dem BFK bilden die PT beim Verwenden von Elipar DeepCure-S und Demi Ultra die erste homogene Untergruppe ($p = 0,350$). Die PT beim Verwenden von Demi Ultra und Bluephase Style stellen die zweite homogene Untergruppe ($p = 0,158$) dar. Die PT, die einer homogenen Untergruppe gehören, unterscheiden sich innerhalb der Gruppe nicht signifikant voneinander. Der einzige signifikante Unterschied besteht zwischen den PT induziert durch Elipar DeepCure-S und Bluephase Style ($p = 0,005$).

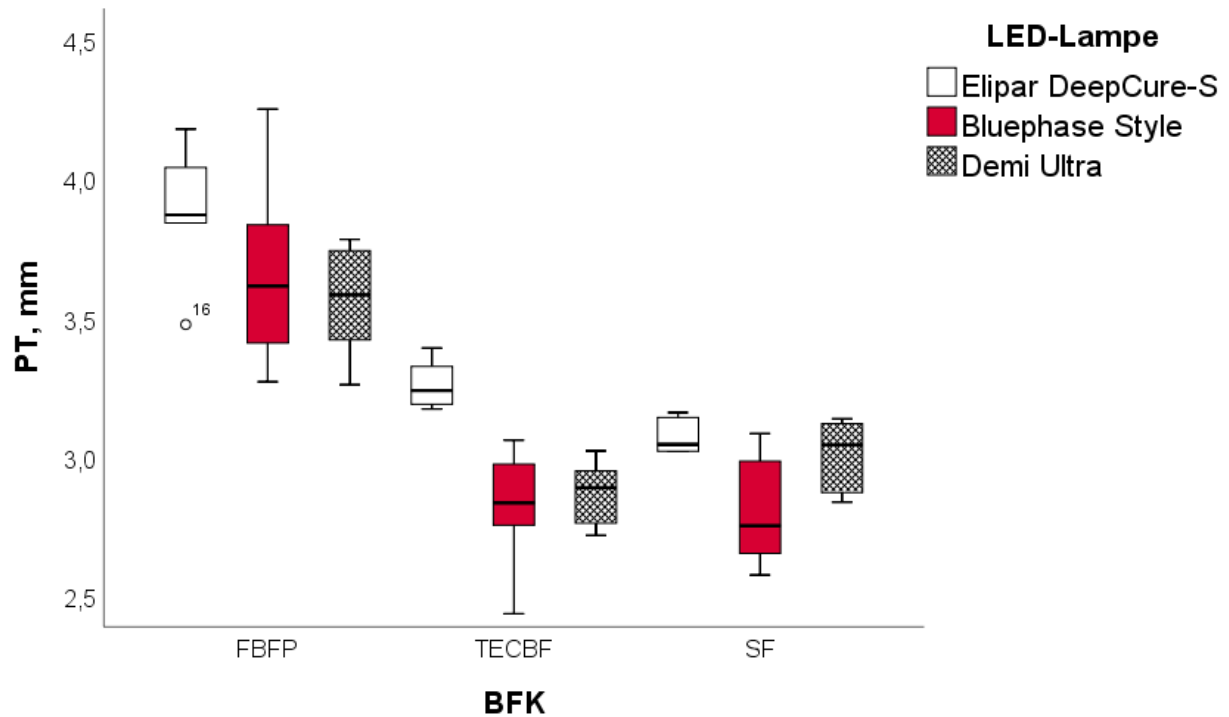


Abb. 5.2-6: Polymerisationstiefe (PT) abhängig von Bulk-Fill Komposit (BFK) und LED-Lampe beim Belichtungsabstand von 7 mm.

Bei dem Belichtungsabstand von 7 mm ergab eine einfaktorielle Varianzanalyse zur Überprüfung der Unterschiede zwischen den von verschiedenen LED-Lampen induzierten PT mit Hilfe des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$) eine einzige homogene Untergruppe. Unabhängig von dem BFK unterscheiden sich die PT beim Verwenden von den drei untersuchten LED-Lampen innerhalb der Gruppe nicht signifikant voneinander ($p = 0,069$).

Die Abhängigkeit der induzierten Polymerisationstiefe in jedem Bulk-Fill Komposit abhängig von dem Belichtungsabstand wird in den Abbildungen 5.2-7 bis 5.2-9 dargestellt.

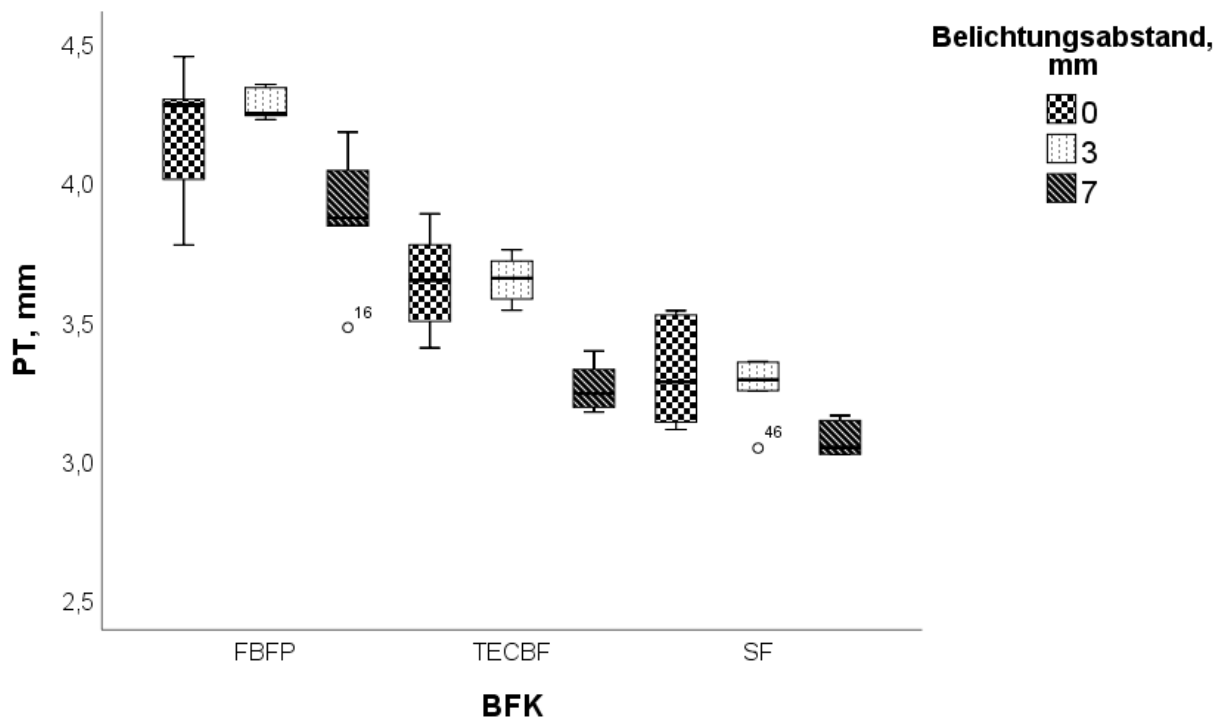


Abb. 5.2-7: Polymerisationstiefe (PT) abhängig von Bulk-Fill Komposit (BFK) und Belichtungsabstand für die LED-Lampe Elipar DeepCure-S.

Für Elipar DeepCure-S (Abb. 5.2-7) sowie für Bluephase Style (Abb. 5.2-8) ergab eine einfaktorielle Varianzanalyse zur Überprüfung der Unterschiede zwischen den PT bei unterschiedlichen Belichtungsabständen mit Hilfe des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$) eine einzige homogene Untergruppe. Unabhängig von dem BFK unterscheiden sich die PT beim Verwenden von den drei untersuchten LED-Lampen innerhalb der Gruppe nicht signifikant voneinander ($p = 0,057$ für ED-S; $p = 0,556$ für BS).

Dagegen präsentierte die für Demi Ultra (Abb. 5.2-9) durchgeführte einfaktorielle Varianzanalyse, die die Unterschiede zwischen den PT bei unterschiedlichen Belichtungsabständen mit Hilfe des Tukey-post-hoc-Testes ($\alpha = 0,05$) überprüft, zwei eindeutig zu trennende Untergruppen. Unabhängig von dem BFK bilden die PT bei 0 mm und bei 3 mm eine homogene Untergruppe und unterscheiden sich innerhalb der Gruppe nicht signifikant voneinander ($p = 0,449$). Die beschriebenen PT bei 0 mm und 3 mm unterscheiden sich dagegen signifikant von der PT beim Belichtungsabstand von 7 mm ($p = 0,001$; $p = 0,039$).

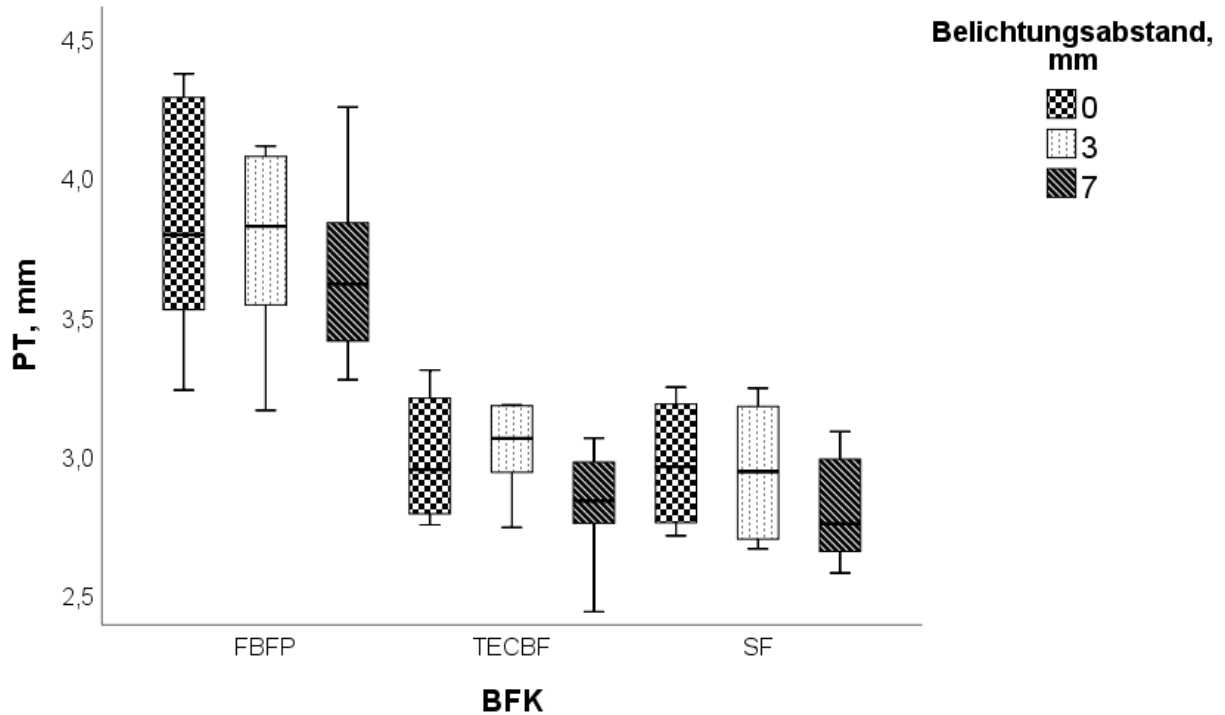


Abb. 5.2-8: Polymerisationstiefe (PT) abhängig von Bulk-Fill Komposit (BFK) und Belichtungsabstand für die LED-Lampe Bluephase Style.

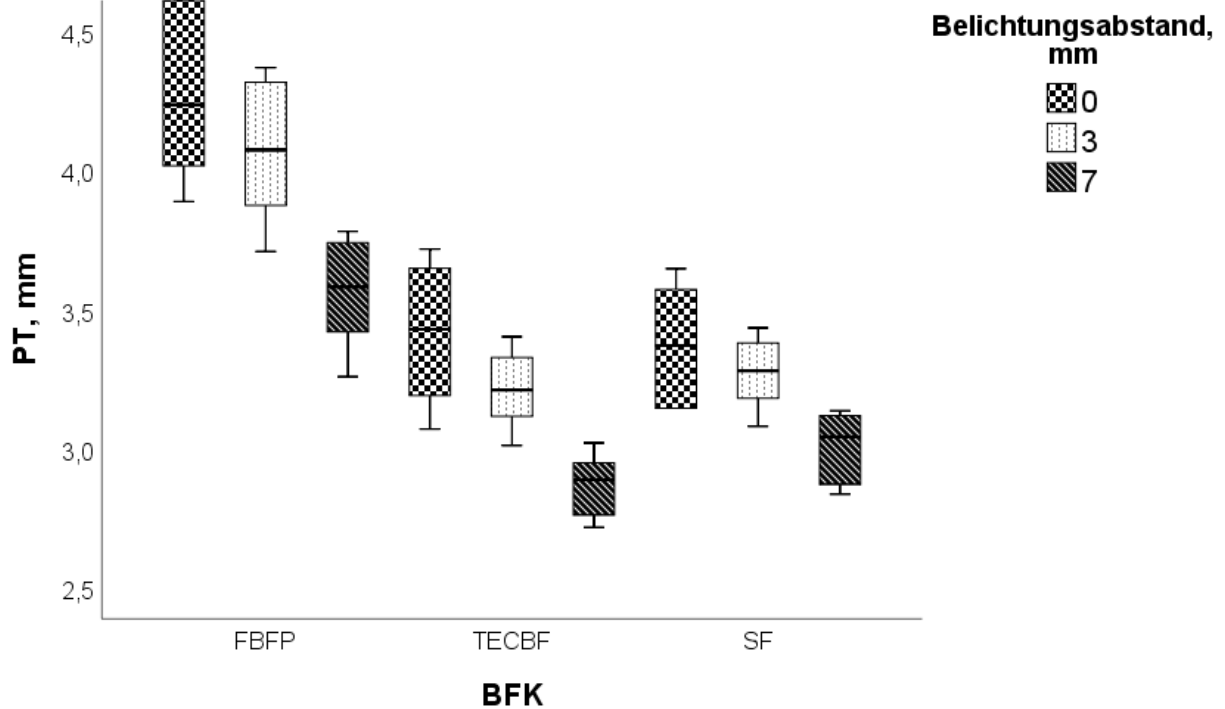


Abb. 5.2-9: Polymerisationstiefe (PT) abhängig von Bulk-Fill Komposit (BFK) und Belichtungsabstand für die LED-Lampe Demi Ultra.

Die Abhängigkeit der Polymerisationstiefe als Funktion von Bestrahlungsdosis und LED-Lampe in jedem BFK wird in den Abbildungen 5.2-10 bis 5.2-12 gezeigt. Die nichtparametrische Pearson-Korrelation ergibt eine positive Korrelation zwischen Polymerisationstiefe und Bestrahlungsdosis ($p < 0,01$, $r = 0,596$).

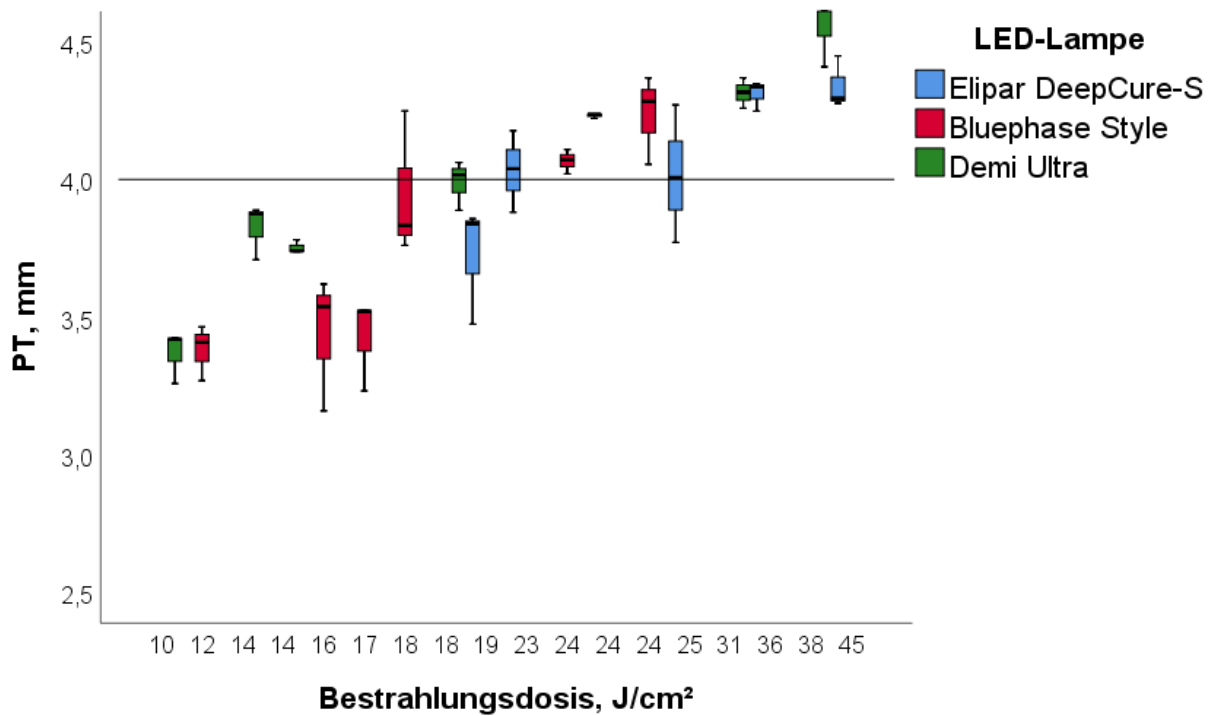


Abb. 5.2-10: Polymerisationstiefe (PT) abhängig von Bestrahlungsdosis und LED-Lampe in Filtek Bulk Fill Posterior.

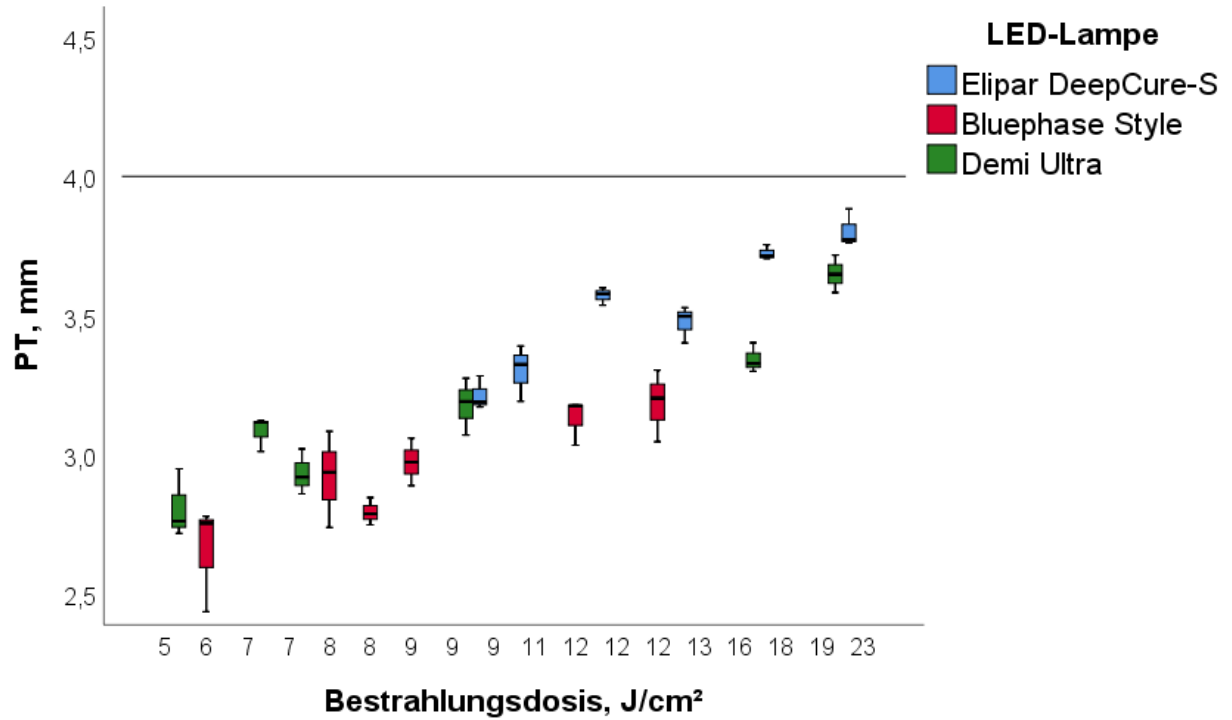


Abb. 5.2-11: Polymerisationstiefe (PT) abhängig von Bestrahlungsdosis und LED-Lampe in Tetric EvoCeram Bulk Fill.

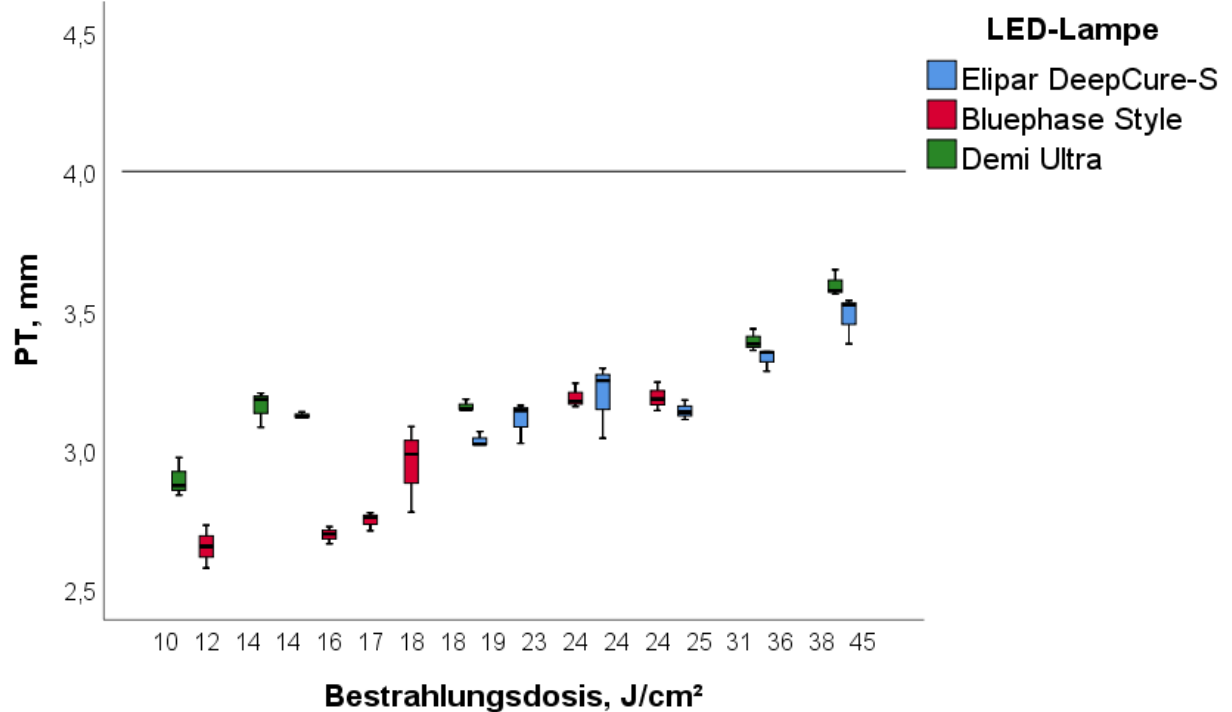


Abb. 5.2-12: Polymerisationstiefe (PT) abhängig von Bestrahlungsdosis und LED-Lampe in SonicFill.

6 Diskussion

Diese Arbeit analysierte moderne LED-Lampen und beurteilte deren Verhalten unter nicht idealen Polymerisationsbedingungen. Die Studie wurde in zwei Untersuchungsgebiete unterteilt. Der erste Teil beschäftigte sich mit der Charakterisierung von vier kommerziellen blauen und blau-violetten LED-Lampen, wobei die Irradianz und die entsprechende Bestrahlungsdosis unter simulierten klinischen Bedingungen mit Hilfe eines Spektrometers gemessen wurden. Um den Einfluss der Polymerisationslampen auf die Polymerisationsqualität von dentalen kunststoffbasienten Kompositen beurteilen zu können, wurde in dem zweiten Teil der Arbeit die Polymerisationstiefe in drei modernen Bulk-Fill Kompositen bestimmt. Die Polymerisationstiefe steht als indirektes Maß für die Beurteilung der Effektivität der Polymerisationslampen. Dabei wurden die Lampenposition und der Belichtungsabstand zum Material zur Simulation von klinischen Gegebenheiten variiert. Das Forschungsinteresse bestand darin zu quantifizieren, inwieweit Defizite in der Polymerisation unter unsachgemäßen, aber klinisch relevanten Polymerisationsbedingungen auftreten und wo die Toleranzschwelle von Polymerisationsfehlern für eine noch adäquate Kompositpolymerisation liegt.

5.1 Charakterisierung der LED-Lampen

Im Folgenden werden die Ergebnisse zur Charakterisierung der LED-Lampen zusammengefasst und in Bezug mit weiteren Studienergebnissen gesetzt. Dabei werden zuerst noch einmal die verwendeten Lampen beschrieben, dann die Irradianz und die entsprechende Bestrahlungsdosis unter verschiedenen Polymerisationsbedingungen beurteilt. Abschließend wird die Frage beantwortet, ob der Belichtungsabstand und die Lampenposition die Irradianz der analysierten Lampen beeinflussen und die erste aufgestellte Hypothese diskutiert.

Ein kurzer Überblick über die vier untersuchten Polymerisationslampen ruft die Besonderheiten der Lampen ins Gedächtnis. Obwohl alle Lampen auf der LED Technologie basieren, weisen diese unterschiedliche Lichtleistungsmerkmale auf. Die Hauptunterteilung der analysierten Lampen wird nach der Art der inkorporierten LEDs gemacht, so dass sich die zwei Serien der Lampe Bluephase Style als blau-violette und Elipar DeepCure-S und Demi Ultra als blaue LED-Lampen darstellen. Elipar DeepCure-S wird als eine LED-Lampe mit einem homogenen

Lichtstrahlprofil beschrieben. Diese liefert eine Irradianz zwischen 1000 und 2000 mW/cm² über 78,6 % des Lichtleiters (Shimokawa et al. 2016). Infolgedessen wurde sie als Referenz in dieser Studie ausgewählt. Das Emissionsspektrum dieser Lampe (410 - 500 nm) ist schmaler als der der Lampen Bluephase Style und Bluephase Style* (390 - 510 nm). Dies erklärt sich durch die Anwesenheit nur von einer blauen LED, obwohl das Spektrum des ausgesandten Lichts sich auch geringfügig mit dem violetten Lichtspektrum (380 - 430 nm) überschneidet. Die blaue LED-Lampe Demi Ultra unterscheidet sich von den zuvor beschriebenen Lampen zum einen durch einen kleineren Lichtleiterdurchmesser (8 mm im Vergleich zu 10 mm) und zum anderen durch das charakteristische Irradianzmuster (siehe Abb. 5.1-11).

Eines der Ziele dieser Arbeit war es abschätzen zu können, wie groß die Leistungsunterschiede bei suboptimaler Positionierung der LED-Lampen sind und diese nach der Abweichung von der Idealposition zu quantifizieren. Es ist wichtig beurteilen zu können, ab welchem Punkt die Irradianz einer Lampe unzureichend ist, um gute Materialeigenschaften im Komposit zu erzielen. Belegt ist, dass eine falsche Platzierung der Lampe bei der Kompositpolymerisation zu einem frühzeitigen Verlust einer Zahnrestauration beiträgt (Overton und Sullivan 2012). Eine adäquate Lichtexposition hängt somit direkt mit dem Erfolg und der Langlebigkeit der Restauration zusammen. Verschiedene Faktoren müssen in Betracht gezogen werden, um eine ordnungsgemäße Kompositpolymerisation in Seitenzahnrestorationen zu erreichen. Dazu zählen die Eigenschaften des Komposits, die Auswahl gut angepasster Instrumente, die Angulation der Lampe, die Position des Patienten, die manuellen Fähigkeiten der Anwender und deren Verwendung der Lampe (Bhatt et al. 2015). Die Platzierung der Lampe über der Restauration und die gelieferte Energie sind wichtige Faktoren, die die Polymerisationsqualität beeinflussen (Price, Labrie et al. 2014).

Nachdem diese Daten die Wichtigkeit der Lampenpositionierung für erfolgreiche Polymerisationsergebnisse andeuten, kann nun die erste Hypothese diskutiert werden. Die Parameter, die für die Simulation klinisch relevanter Bedingungen variiert wurden, sind der Belichtungsabstand zum Sensor (von 0 mm bis 10 mm in 1-mm-Schritten) und die Lampenposition durch Verschiebung der Lampen um 3 mm nach mesial, distal, vestibulär und oral. Es wurde davon ausgegangen, dass der Belichtungsabstand und die Lampenposition die Irradianz der untersuchten LED-Lampen nicht beeinflussen. Die Irradianz und implizit die Bestrahlungsdosis, die beim Variieren der Parameter registriert wurden, stehen als direktes Maß für die Beurteilung der Polymerisationsergebnissen.

Die Irradianz wurde von den mittleren 4 mm des Lichtaustrittsfensters registriert, wenn die Lampen zentriert zum Sensor eingestellt waren. Wurden die Lampen dagegen in verschiedene Richtungen (mesial, distal, oral, vestibulär) verschoben, so wurde die Irradianz in den randständigen 4 mm des Lichtaustrittsfensters für Bluephase Style*, Bluephase Style und Elipar DeepCure-S (Lichtleiter: 10 mm im Durchmesser) bzw. in den randständigen 3 mm des Lichtleiters für Demi Ultra (Lichtleiter: 8 mm im Durchmesser) registriert. Übertragen auf die Polymerisation von großen Kompositprüfkörpern bedeutet dies, dass deren Ränder dem Lichtstrahl aus dem randständigen Bereich des Lichtleiters ausgesetzt werden würden, wenn die Lampe zentriert eingesetzt wird. In der vorliegenden Studie wurde nachgewiesen, dass die randständige Irradianz meistens niedriger als mittig bzw. im Idealzustand ist. Die Untersuchung eines erhöhten Belichtungsabstands ist von Interesse, wenn Komposite in großen Defekten oder in tiefen Approximalkästen einer Klasse II Restauration polymerisiert werden müssen, sowie bei der Polymerisation von Bulk-Fill Kompositen, die in Schichten von 4 bis 5 mm in die Kavität gelegt werden können. In diesen Fällen kann der Lichtleiter nicht in unmittelbarer Nähe des Komposits auf dem Kavitätenboden platziert werden. Die Irradianz nimmt mit einem zunehmenden Belichtungsabstand ab (Price et al. 2011). Folglich wirken sich die Irradianzunterschiede mit zunehmendem Belichtungsabstand auf die Polymerisationsqualität aus. Somit erklärt sich, wieso beide Parameter, nämlich der Belichtungsabstand und die Lampenposition, wichtig bei der Simulation klinischer Polymerisationsbedingungen sind.

Die vom zunehmenden Belichtungsabstand abhängige Irradianzabnahme gilt auch für die in dieser Studie getesteten LED-Lampen. Unter idealen Bedingungen, in denen die Lampe zentriert über den Sensor bei 0 mm platziert wird, liefern die blau-violetten LED-Lampen eine geringere Irradianz ($1219,0 \text{ mW/cm}^2$ bzw. $1181,8 \text{ mW/cm}^2$) im Vergleich zu den blauen LED-Lampen (Elipar DeepCure-S $2252,8 \text{ mW/cm}^2$, Demi Ultra $1904,8 \text{ mW/cm}^2$). In der zentrierten Lampenposition sinkt die Irradianz bei einem Belichtungsabstand von 10 mm für EliparDeepCure-S geringfügig unter 1000 mW/cm^2 , wobei die Irradianzwerte für die anderen untersuchten LED-Lampen auf $\sim 500 \text{ mW/cm}^2$ herabgesetzt werden. Das Verhalten ist von großem Interesse, wenn die Lampen aus der zentrierten Position verschoben werden. Aus den Diagrammen ergibt sich, dass es für die zwei Serien der Bluephase Style keinen wesentlichen Unterschied zwischen der zentrierten und den dezentrierten Lampenpositionen gibt. Eine Ausnahme besteht bei der distalen Verschiebung. Das heißt, dass der Lichtstrahl im Bereich der blauen LEDs gleichmäßig über den Lichtleiter verteilt wird. Die Irradianzkurven der vestibulären, oralen und mesialen Lampenpositionen verlaufen ungefähr gleich, wobei die

Irradianz beim Belichtungsabstand von 10 mm ähnlich für alle 5 verschiedenen Lampenpositionen ist. Die geringeren Irradianzwerte im Anfangsbereich der Kurve für die distale Lampenposition können dadurch erklärt werden, dass in dieser Position der Sensor hauptsächlich violettes Licht und einen sehr kleinen Anteil an blauem Licht empfängt. Da die Abschwächung des Lichts wellenlängenabhängig ist, wird das violette Licht (380 bis 430 nm) schneller und bei einem kleineren Belichtungsabstand als blaues Licht (430 bis 490 nm) gedämpft (Ilie 2017). Für Elipar DeepCure-S verlaufen die Irradianzkurven für die dezentrierten Lampenpositionen ähnlich bis zu dem Belichtungsabstand von 2 mm. In diesen Fällen werden Werte von $\sim 1250 \text{ mW/cm}^2$ im Anfangsbereich registriert, die sich wesentlich von dem Anfangswert der Kurve für die zentrierte Lampenposition unterscheiden. Die Endwerte der Irradianzkurven bei 10 mm variieren in dem Intervall von 943,2 bis 606,8 mW/cm^2 . Obwohl es sich um eine LED-Lampe mit einem homogenen Lichtstrahlprofil handelt (Shimokawa et al. 2016), wurde in dieser Studie bewiesen, dass bis zu einem Belichtungsabstand von 5 mm, der emittierte Lichtstrahl über die randständigen Bereiche des Lichtleiters eine wesentlich niedrigere Irradianz als im mittigen Bereich des Lichtleiters aufweist. Für die Lampe Demi Ultra unterscheiden sich die Irradianzen bei 0 mm für alle 5 Lampenpositionen, wobei die gelieferte Irradianz in der zentrierten Lampenposition die Höchste ist. Die Irradianzwerte fallen aber bei dem Belichtungsabstand von 10 mm auf einen fast gleichen Wert ($\sim 420 \text{ mW/cm}^2$) für alle Lampenpositionen ab. Der Lichtstrahl von Demi Ultra wird also inhomogen über den Lichtleiter geliefert. Obwohl es sich bei beiden beschriebenen Polymerisationsgeräten um blaue LED-Lampen handelt, könnte die bessere Leistung von Elipar DeepCure-S verglichen zu Demi Ultra durch den größeren Lichtleiter (10 mm bzw. 8 mm) erklärt werden (Soares et al. 2017).

Die in der vorliegenden Studie untersuchten Materialien bzw. die Bulk-Fill Komposite benötigen bei der Polymerisation einer großen Materialmenge eine einzige Lichtexposition. Eine ausreichende Polymerisation in tieferen Schichten der Bulk-Fill Komposite ist nach wie vor umstritten (Toh et al. 2015). In-vitro-Studien besagen, dass die Polymerisation mit einer Lampe mit moderaten Irradianzen ($\sim 1000 \text{ mW/cm}^2$) für ~ 20 Sekunden ausreichend ist, um viele kommerzielle Bulk-Fill Komposite in 4-mm-Schichten richtig polymerisieren zu können (Ilie und Stark 2014, 2015). Dementsprechend wäre die minimale erforderliche Bestrahlungsdosis für eine adäquate Polymerisation von BFK 20 J/cm^2 , was in Übereinstimmung mit Lima's Forschungsergebnissen ist (Lima et al. 2018). Diese Annahme wurde in der Studie getestet.

Für die blau-violetten LED-Lampen wurden Irradianzwerte $> 1000 \text{ mW/cm}^2$ bis zu einem Belichtungsabstand von 6 mm in der zentrierten Lampenposition und bis zu 3 mm in der

vestibulären Lampenposition aufgezeichnet. Bluephase Style* und Bluephase Style erlauben in diesem Rahmen einen Belichtungsabstand von 2 mm in der oralen und mesialen Position. In der distalen Lampenposition war die Irradianz, die bei 0 mm registriert wurde, bereits niedriger als 1000 mW/cm^2 . Das stellt etwa 70 % der Irradianz, die in der zentrierten Position gemessen wurde, dar.

Für Elipar DeepCure-S wurden in der zentrierten Lampenposition Irradianzwerte $> 1500 \text{ mW/cm}^2$ für einen Belichtungsabstand von bis zu 4 mm identifiziert, wobei Werte von $> 1000 \text{ mW/cm}^2$ bis zu einem Belichtungsabstand von 9 mm registriert wurden. Um die ausgesetzte Irradianz zu erreichen, tolerierte diese LED-Lampe Belichtungsabstände bis zu 8 mm (orale Position), 7 mm (mesiale Position), 6 mm (distale Position) und 4 mm (vestibuläre Position). Daher kann Elipar DeepCure-S auch klinisch dezentriert in alle Richtungen verwendet werden, wenn der Belichtungsabstand nicht größer als 4 mm ist. Diese Tatsache ist von großem Interesse für Bulk-Fill Komposite, weil beim Platzieren einer großen Materialmenge in 4 mm Schichtstärken eine ausreichende Irradianz auch den Boden der Restauration erreicht.

Demi Ultra emittierte Irradianzwerte $> 1500 \text{ mW/cm}^2$ für einen Belichtungsabstand von bis zu 3 mm in der zentrierten Lampenposition und Irradianzwerte $> 1000 \text{ mW/cm}^2$ für Belichtungsabstände bis zu 5 mm (zentrierte Position) und 3 mm (vestibuläre und mesiale Position). Bemerkenswert ist, dass die höchste Irradianz bei einem Belichtungsabstand von 1 mm in der zentrierten Position identifiziert wurde, wobei diese Werte größer sind als diejenigen, die bei einem Belichtungsabstand von 0 mm aufgezeichnet wurden. Für die orale Lampenposition wurde nur bei dem anfänglich gemessenen Belichtungsabstand von 0 mm eine Irradianz $> 1000 \text{ mW/cm}^2$ identifiziert, während für die distale Position bis zu einem Belichtungsabstand von 3 mm weniger als 50 % der Irradianz im Vergleich zur idealen zentrierten Lampenposition aufgezeichnet wurde.

Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass der ideale direkte Kontakt des Lichtleiters mit der Restauration aufgrund klinischer Gegebenheiten nicht immer möglich ist, wurde in dieser Studie ein Referenzbelichtungsabstand von 3 mm ausgewählt. Für jede untersuchte Lampe wurde analysiert, ob die empfohlene Irradianz von $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$ sowohl in der zentrierten als auch in der dezentrierten Lampenpositionen bis zu dem Belichtungsabstand von 3 mm geliefert wurde. Elipar DeepCure-S erbringt die beste Leistung. Selbst wenn sie dezentriert verwendet wird, kann diese Lampe eine zuverlässige Polymerisation gewährleisten. Die Leistung der Lampe Demi Ultra in der oralen Position reicht nur dann aus, wenn die Polymerisation bei 0 mm

erfolgt. Demi Ultra und beide Bluephase Style Lampen können in distaler Position keine gleichmäßige Polymerisation garantieren. Die beiden Serien der Bluephase Style sollten zentriert oder höchstens mit einer Verschiebung nach vestibulär angewendet werden, da die mesialen und oralen Lampenpositionen Belichtungsabstände von weniger als 3 mm erfordern. Dagegen toleriert Elipar DeepCure-S, die mit einem homogenen Lichtstrahlprofil ausgestattet ist, leichter Abweichungen von den idealen Polymerisationsbedingungen.

Die Bestrahlungsdosis als zeitlich integrierte Irradianz ist ein wichtiges Maß für die Beurteilung der Effizienz der Polymerisation eines Komposits. Erhält eine Kompositrestauration eine insuffiziente Bestrahlungsdosis, so werden die vom Hersteller beabsichtigten mechanischen Eigenschaften im Komposit nicht erreicht (Leprince et al. 2013; Bayne 2012). Dementsprechend kann die Langlebigkeit einer Restauration auch nicht garantiert werden. Um eine adäquate Bestrahlungsdosis zu liefern und eine gute Monomerumsatzrate im Komposit zu gewährleisten (Daugherty et al. 2018), würde laut dem Bunsen-Roscoe Reziprozitätsgesetz eine Lampe, die durch eine niedrige Irradianz gekennzeichnet ist, mehr Belichtungszeit benötigen als eine Lampe mit hoher Irradianz. Dementsprechend sollten bei bestimmten deszentrierten Lampenpositionen und Belichtungsabstände der analysierten Lampen die Belichtungszeit verlängert werden. Damit wird die Irradianz, die in ungünstigen Fällen $\leq 1000 \text{ mW/cm}^2$ ist, kompensiert und die als ausreichend angenommene Mindestbestrahlungsdosis von 20 J/cm^2 gewährleistet. Die Bestrahlungsdosis in der vorliegenden Studie wurde nach einer Belichtungszeit von 10 Sekunden gemessen. Zudem wurde sie jeweils für das violette und für das blaue Emissionsspektrum bestimmt. Infolgedessen ist es unmöglich, direkt zu beurteilen, ob die erhobenen Daten die angenommene Mindestbestrahlungsdosis erreichen, so dass die Irradianz eher verglichen wurde.

Die vorliegende Studie zeigt, dass die ermittelte Irradianz und die entsprechende Bestrahlungsdosis von allen vier analysierten LED-Lampen von der Lampenposition und dem Belichtungsabstand signifikant beeinflusst wurden. Dementsprechend wurde die erste Hypothese verworfen. Basierend auf diesem Ergebnis wird sich nun der Polymerisationstiefe zugewendet, weil anhand der Tiefenwerte die Effektivität der Lampen im Polymerisationsprozess in einem hohen Maß bestimmt werden kann.

5.2 Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite

In diesem Kapitel wird der Zusammenhang zwischen den Bulk-Fill Kompositen und den eingesetzten LED-Lampen dargestellt, um eine angemessene Polymerisation auch in der Tiefe unter unterschiedlichen Belichtungsbedingungen zu gewährleisten. Die Parameter, die in diesem Teil der Arbeit variiert wurden, sind ebenfalls der Belichtungsabstand (0, 3 und 7 mm) und die Lampenposition (zentriert oder 3-mm-offset nach distal). Außerdem wird die zweite Hypothese geprüft und diskutiert. Es wurde vorausgesetzt, dass die Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite unabhängig von den Polymerisationsbedingungen, dem verwendeten Material oder der eingesetzten Lampe ist. Die eigenen Testergebnisse werden vorgestellt und dann in Bezug zur Fachliteratur gesetzt.

Die Polymerisationstiefe der analysierten Bulk-Fill Komposite wurde in einem Scratch-Test gemäß ISO 4049 bestimmt. Zunächst werden kurz die Probleme bei der Durchführung des Tests umrissen, da dies einer der Tests ist, der falsche Ergebnisse der Polymerisationstiefe liefern kann, wenn genaue Informationen über das Lichtstrahlprofil der verwendeten Polymerisationslampen fehlen ("Dentistry- Polymer Based Rest Material ISO 4049:2009"). Bei der Herstellung von Kompositprüfkörpern, die einen Durchmesser von 4 mm gemäß ISO 4049 haben, wird bei einer zentrierten Platzierung der Lampe nur das Komposit unter dem mittigen 4-mm-Bereich des Lichtleiters beurteilt. Dieser Bereich entspricht meistens dem Lichtleiterbereich von hoher Irradianz (Price et al. 2015). Daher kann die Verwendung inhomogener Lampen mit hoher Irradianz im mittigen Anteil des Lichtstrahls zu irreführend hohen Polymerisationsergebnissen der gemessenen Bulk-Fill Komposite führen (Shimokawa et al. 2016). Aus der Tabelle 5.2 kann entnommen werden, dass bei jeder Lampen/Komposit-Kombination die gemessene Polymerisationstiefe und entsprechende Irradianz in der zentrierten Position tatsächlich höher sind als die in der offset-Position. Dadurch wurde nachgewiesen, dass der Lichtstrahl der im Versuch verwendeten Lampen eher inhomogen ist. Die Daten, die zentriert oder im offset erhoben wurden, weichen dagegen nur leicht voneinander ab, so dass in dieser Studie keine irreführend hohen Polymerisationsergebnisse in der zentrierten Lampenposition ermittelt wurden.

Wie schon erwähnt wird für Bulk-Fill Kompositen vorausgesetzt, dass sie in mindestens 4 mm tiefen Schichten polymerisiert werden. Ausgehend von dieser Behauptung werden die eigenen Daten für die Polymerisationstiefe analysiert. Die gemessenen Tiefen variierten zwischen 2,7 mm und 4,6 mm, womit vom Idealwert bei einigen Messergebnissen abgewichen wurde. Im Test wurde eine Polymerisationstiefe $\geq 4,0$ mm nur für das Material Filtek Bulk Fill Posterior

gemessen. Das könnte durch die Besonderheit dieses Materials erklärt werden. Filtek Bulk Fill Posterior enthält kleine Partikeln im Nanometerbereich und weist eine erhöhte Transluzenz bzw. Lichtdurchlässigkeit auf (Fujita et al. 2011). Zirkonium- und Siliziumoxidpartikeln, deren Brechungsindex unterschiedlich von dem der Matrix ist, verursachen eine gesteigerte Lichtstreuung an der Matrix-Füllkörper-Grenzfläche (Guo et al. 2012). Somit sollte die Lichtdurchlässigkeit und die entsprechende Polymerisationstiefe in diesem Material herabgesetzt sein, gegensätzlich zu den Ergebnissen in der vorliegenden Studie. Die Anwesenheit von sogenannten Siliziumdioxid/Zirkonoxid-Cluster und freie nicht aggregierten Partikeln sorgen für den geringeren Füllstoffgehalt des Materials im Vergleich zu SonicFill und damit verbesserte Lichtdurchlässigkeit. Filtek Bulk Fill Posterior darf im direkten Vergleich mit SonicFill gestellt werden, weil für beide Materialien dieselbe Belichtungszeit von 20 Sekunden angewendet wurde. Im Gegensatz dazu wurden die Prüfkörper aus Tetric EvoCeram Bulk Fill für nur 10 Sekunden polymerisiert, wie der Hersteller es empfiehlt. Zudem schränkten die folgenden Polymerisationsbedingungen die Ergebnisse einer angemessenen Polymerisationstiefe ($\geq 4,0$ mm) von Filtek Bulk Fill Posterior ein: bei 0 mm und 3 mm Belichtungsabstand aller untersuchten LED-Lampen (zentriert), bei 0 mm Belichtungsabstand der blauen LED-Lampen (dezentriert) und bei 3 mm und 7 mm Belichtungsabstand der Lampe Elipar DeepCure-S (dezentriert bzw. zentriert).

Die ISO 4049 ist zur Bestimmung der Polymerisationstiefe in konventionellen Kompositen etabliert ("Dentistry- Polymer Based Rest Material ISO 4049:2009"). Es gibt aber keine gesicherten Daten, die die Verwendung dieses Tests auch für moderne Bulk-Fill Komposite unterstützen. Eine Arbeit, die das Testprotokoll nach ISO 4049 verwendete, zeigte eine höhere Polymerisationstiefe für Tetric EvoCeram Bulk Fill (4,0 mm) als für Filtek Bulk Fill Posterior (3,6 mm), wenn sie bei 0 mm Belichtungsabstand entweder mit einer blauen oder mit einer blau-violetten Lampe polymerisiert wurden (Menees et al. 2015). Im Gegensatz zu diesen Daten wurden in der vorliegenden Studie für Filtek Bulk Fill Posterior höhere Tiefenwerte im Vergleich zu Tetric EvoCeram Bulk Fill unter denselben Bedingungen gemessen. Die große Variation der Polymerisationstiefen, die in verschiedenen Studien mit ähnlichen Prüfkörperherstellungs- und Polymerisationsregimen bestimmt wurde, erfordert möglicherweise den Ersatz der ISO 4049 durch eine präzisere Messmethode. Die ISO 4049 impliziert das händische Wegkratzen von unpolymerisiertem Komposit mit einem Kunststoffspatel ("Dentistry- Polymer Based Rest Material ISO 4049:2009"). Dementsprechend sind die Ergebnisse der ISO 4049 abhängig vom Anwender zu beurteilen. Infolgedessen stellt sie eine sensitive Methode dar

und beruht auf mangelhafter Reproduzierbarkeit, weil jeder Anwender das händische Wegkratzen unterschiedlich ausführen kann, so dass die ermittelten Daten subjektiv sind. Der polymerisierte Komposit, der nach dem Entfernen des weichen Komposits verbleibt, ist der Prüfkörper für die Messung der Polymerisationstiefe. Die Prüfkörperdicke wird durch zwei geteilt, um die Polymerisationstiefe gemäß ISO 4049 zu bestimmen. Dieses Vorgehen könnte der Grund für die geringen Polymerisationstiefen der in dieser Studie getesteten Materialien sein und zu einer Unterschätzung der Polymerisationstiefe führen. Eine weitere Studie bestätigte das ebenso für SonicFill (Miletic et al. 2017). Die Unterschätzung der Polymerisationstiefe in der vorliegenden Arbeit widerspricht den Ergebnissen von Flury, der feststellte, dass die ISO 4049 die Polymerisationstiefe von Bulk-Fill Komposite überschätzt (Flury et al. 2012). Flury teilte allerdings in seiner Studie die gemessenen Prüfkörperdicke nicht durch zwei, so dass seine erhobenen Daten höher als die anhand von Härteprofile gemessene Polymerisationstiefe waren (Flury et al. 2012). Trotzdem war die von ihm erhobene Polymerisationstiefe von 3,3 mm, gemessen anhand der ISO 4049 für das Tetric EvoCeram Bulk Fill bei der Polymerisation mit Demi Ultra niedriger als in den eigenen Ergebnissen (3,6 mm), wenn dieses Material unter denselben Bedingungen analysiert wurde (Flury et al. 2012). Die Tatsache, dass der Teilungsfaktor zwei in Flury's Arbeit nicht angewendet war, schränkt den direkten Vergleich der Polymerisationstiefen mit der vorliegenden Studie ein, weil die Messungen nicht gleichartig sind. Die Entscheidung der ISO 4049 für den Teilungsfaktor zwei erfolgte aufgrund der Vermutung, dass nicht die gesamte verbleibende Prüfkörperdicke nach dem Entfernen des unpolymerisierten Materials optimal polymerisiert ist. Eine Anforderung von ISO 4049 ist, dass die erhaltene Polymerisationstiefe maximal 0,5 mm unterhalb der vom Komposithersteller festgelegten Norm beim Anwenden der empfohlenen Belichtungszeit liegen darf ("Dentistry-Polymer Based Rest Material ISO 4049:2009"). Dies erfüllten nur zwei von den untersuchten Materialien: Filtek Bulk Fill Posterior (unabhängig von Belichtungsabstand und Zentrierung bei der Polymerisation mit den blauen LED-Lampen, jedoch nur in zentrierter Position bei Verwendung der blau-violetten Lampe) und Tetric EvoCeram Bulk Fill (bei 0 mm Belichtungsabstand bei der Polymerisation mit Demi Ultra (zentriert) und bei 0 und 3 mm Belichtungsabstand bei der Polymerisation mit Elipar DeepCure-S (zentriert und dezentriert)).

Zur Überprüfung der Validität der Messungen wurde die Polymerisationstiefe der drei Bulk-Fill Kompositen unter denselben Untersuchungsbedingungen mit Hilfe des Universalhärtemessverfahrens getestet (Ilie und Luca 2018). Die Ergebnisse in der zuletzt genannten Studie beweisen, dass es eine Korrelation zwischen den Ausgaben der beiden

Messmethoden zur Bestimmung der Polymerisationstiefe gibt und dass die erhaltenen Werte anhand der ISO 4049 unterschätzt werden. Damit wird bestätigt, dass es empfehlenswert ist, genauere und reproduzierbare Messverfahren im Gegensatz zu der ISO 4049 zu bevorzugen. Dazu zählt die Härtemessung als indirektes Maß für die Bestimmung der Polymerisationstiefe. Die ermittelten Vickershärtewerte aus der Vergleichsstudie haben bewiesen, dass Unterschiede in der Polymerisationsqualität zwischen den zentrierten und dezentrierten Kompositregionen geringfügig und erst ab einer Tiefe von 2,5 mm wahrnehmbar sind (Ilie und Luca 2018).

Im folgenden Absatz werden die Materialeigenschaften beschrieben, die Einfluss auf die Polymerisationstiefe der untersuchten Komposite haben könnten. Obwohl alle analysierten Materialien Bulk-Fill Komposite sind, zeigten sie unterschiedliches Polymerisationsverhalten. Änderungen sowohl der organischen als auch der anorganischen Bestandteile können die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Komposite beeinflussen (Leprince et al. 2013; Bayne 2012). Die erreichte Polymerisationstiefe in Kompositprüfkörpern hängt einerseits von der hier ankommenden Photonenzahl und andererseits von der bereits in oberen Schichten eingeleiteten Polymerisation ab, die sich dann in die Tiefe ausbreitet (Phillips 1984). In den untersuchten Bulk-Fill Kompositen wurden verschiedene Strategien zur Optimierung der Polymerisationstiefe eingesetzt. Wie schon vermutet leisten kleine Silizium- und Zirkoniumoxidpartikel einen Beitrag zu der verbesserten Lichtdurchlässigkeit in Filtek Bulk Fill Posterior. In Tetric EvoCeram Bulk Fill ist die Anwesenheit von Prepolymere zusätzlich zu den alternativen Photoinitiatoren auf Germaniumbasis zu beobachten. Außerdem enthält Tetric EvoCeram Bulk Fill Füllkörper, die rund gestaltet sind (Bucuta und Ilie 2014). Es wurde festgestellt, dass Füllkörper mit regulärer Form eine verkleinerte Matrix-Füllkörper-Grenzfläche und folglich eine erhöhte Transluzenz erlauben (Arikawa et al. 2007). Die Änderungen in SonicFill konzentrieren sich hauptsächlich auf das Füllkörpersystem, insbesondere auf die Füllkörpergröße (Ilie et. al 2013). Dabei wurden in SonicFill Füllkörper identifiziert, die einerseits durch deren Größe die Transluzenz steigern und andererseits durch deren irregulären Form die Transluzenz vermindern (Bucuta und Ilie 2014). Trotz jeder besonderen Optimierungsstrategie wurden unterschiedliche Polymerisationstiefen in den untersuchten Bulk-Fill Kompositen gemessen.

Als Nächstes wird die Interaktion zwischen dem Material und der Bestrahlungsdosis analysiert. Diese Analyse ist von großem Interesse, weil nachgewiesen wurde, dass die Polymerisationstiefe mit der Bestrahlungsdosis positiv korreliert. Wie in den Abbildungen 5.2-10 bis 5.2-12 veranschaulicht ist, wurde mit dem verwendeten Scratch-Test für Filtek Bulk Fill Posterior eine

Polymerisationstiefe von 4 mm bei einer minimalen Bestrahlungsdosis von 18 J/cm^2 erreicht, während für die beiden anderen Materialien eine höhere Bestrahlungsdosis erforderlich ist ($> 19 \text{ J/cm}^2$ für Tetric EvoCeram Bulk Fill; $> 38 \text{ J/cm}^2$ für SonicFill). Es ist jedoch zu betonen, dass Prüfkörper aus Tetric EvoCeram Bulk Fill aufgrund der Belichtungszeit von nur 10 Sekunden einer geringeren Bestrahlungsdosis ausgesetzt wurden. Das steht im Gegensatz zu den anderen Materialien, für die die Belichtungszeit auf 20 Sekunden eingestellt wurde. Somit repräsentierte die Bestrahlungsdosis für Tetric EvoCeram Bulk Fill nur die Hälfte der Bestrahlungsdosis der anderen Composite. Die Dosis hat sich als nicht ausreichend für eine adäquate Polymerisation in diesem Material herausgestellt. Laut Herstellerangaben würden schon nach 10 Sekunden Belichtungszeit adäquate Ergebnisse geliefert werden, wenn Tetric EvoCeram Bulk Fill mit hoher Irradianz polymerisiert wird. Die eigenen Ergebnisse bestätigen die Behauptung einer anderen Studie, dass selbst bei Verwendung einer Lampe mit hoher Irradianz eine Belichtungszeit von 20 Sekunden für die Polymerisation von Tetric EvoCeram Bulk Fill empfohlen wird (Miletic et al. 2017). Zudem ist in klinischen Situationen eine Verlängerung der Belichtungszeit auf 40 Sekunden wünschenswert (Farahat et al. 2016). Eine frühere Studie fand heraus, dass eine Erhöhung der Belichtungszeit von 10 auf 20 Sekunden auch zu einer Erhöhung der Polymerisationstiefe um 17 % führt (Flury et al. 2012). Diese Erhöhung wäre für die eigenen Messergebnisse wünschenswert, konnte aber aufgrund des Versuchsaufbaus nicht verwirklicht und geprüft werden. Die geringere erforderliche Bestrahlungsdosis für Tetric EvoCeram Bulk Fill im Vergleich zu SonicFill kann durch die Anwesenheit von Prepolymer-Füllkörpern in der Materialzusammensetzung erklärt werden. Durch Beifügen von Prepolymere enthält Tetric EvoCeram Bulk-Fill zusätzlich zu den anorganischen Füllstoffen organische Bestandteile. Ilie et al. haben festgestellt, dass dieses Material aufgrund des organischen Anteils in der Lage ist, trotz einer hoher Füllmenge eine kleine Grenzfläche zwischen den organischen und den anorganischen Komponenten aufrechtzuerhalten (Ilie et al. 2013). Dadurch wird die Lichtabsorption und damit der Polymerisationsgrad erhöht (Farahat et al. 2016). Die zusätzliche Zugabe von Mischoxid-Füllstoffen, die einen ähnlichen Brechungsindex wie die Polymermatrix aufweisen, ermöglicht eine bessere Lichtdurchlässigkeit in der Tiefe (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent). Darüber hinaus zeigte Tetric EvoCeram Bulk Fill bei einer Polymerisation mit einer blau-violetten LED-Lampe eine signifikant höhere Transluzenz als SonicFill (Miletic et al. 2017). Das könnte zu einer höheren Lichtdurchlässigkeit und Polymerisationstiefe geführt haben. Die hohe erforderliche Bestrahlungsdosis in dem Komposit SonicFill könnte mit der geringeren Transluzenz aufgrund seines hohen Füllstoffgehaltes zusammenhängen (Bucuta und Ilie 2014; Ilie et al. 2013). Die Folge eines hohen Füllstoffgehalts ist die behinderte Eindringung von Licht

in die tiefen Schichten (Bucuta und Ilie 2014; Ilie et al. 2013). SonicFill hat ein Füllstoffgehalt von 83,5 Gew.-% im Vergleich zu 76,5 Gew.-% für Filtek Bulk Fill Posterior und 76 - 77 Gew.-% für Tetric EvoCeram Bulk Fill. Der reduzierte Füllstoffgehalt in den zwei zuletzt genannten Materialien erlaubt eine geringere Lichtstreuung entlang der Matrix-Füllkörper-Grenzfläche und somit eine tiefere Lichtdurchlässigkeit (Bucuta und Ilie 2014; Ilie et al. 2013). Die durchgelassene Lichtmenge in SonicFill-Prüfkörpern ist ähnlich wie in konventionellen Nano- und Mikrohybridkompositen (Bucuta und Ilie 2014), wobei die ermittelte Bestrahlungsdosis in der Tiefe von SonicFill-Prüfkörpern bei 4-6 mm als sehr gering erkannt wurde (Ilie und Stark 2014). Für eine zuverlässige Polymerisation von SonicFill empfiehlt sich eine längere Belichtungszeit als von dem Hersteller angegeben und getestet (> 20 Sekunden) und/oder höhere Irradianzen. Das gilt insbesondere wegen der Voraussetzung, dass dieses Material in einer Schicht von bis zu 5 mm aufgetragen werden darf. Eine Belichtungszeit von 20 Sekunden könnte für SonicFill ausreichend sein, aber nur bei Verwendung einer Lampe mit hoher Irradianz, wie vom Hersteller angeraten (Miletic et al. 2017). Die geringere Polymerisationseffizienz von SonicFill, die gegenüber Tetric EvoCeram Bulk-Fill implizit längere Belichtungszeiten erfordert, wird durch die signifikant niedrigere Polymerisationstiefe im Aceton-Rütteltests (= eine Modifikation des von ISO 4049 empfohlenen Test) bestätigt (Miletic et al. 2017).

Im weiteren Verlauf wird der Zusammenhang zwischen den im Komposit verwendeten Photoinitiatoren und der Polymerisationstiefe erläutert. Ein Emissionsspektrum, das bei etwa 455 nm im blauen Wellenlängenbereich einen Peak aufweist, wirkt sich positiv auf die Polymerisation einer Kompositrestauration aus, da diese Wellenlänge genau dem maximalen Absorptionspeak von Kampherchinon (CQ) bei 468 nm entspricht (Shimokawa et al. 2016). Da alle analysierten LED-Lampen Blaulicht liefern, sind sie alle in der Lage, CQ zu aktivieren. Neben dem am häufigsten in Kompositen vorhandenen Photoinitiator CQ verwenden einige Komposithersteller auch alternative Photoinitiatoren, die Polymerisationslampen mit breitem Emissionsspektrum erfordern (Santini et al. 2012). Die blau-violetten Lampen Bluephase Style, deren breites Emissionsspektrum Wellenlängen von 390 nm bis 510 nm erreicht, kann daher bei der Polymerisation von Tetric EvoCeram Bulk Fill eingesetzt werden. Dieses Komposit enthält neben dem CQ/Amin-System, der auch in Filtek Bulk Fill Posterior und SonicFill verwendet wird, zwei weitere Initiatoren: Ivocerin, ein Dibenzoylgermaniumderivat (Bis- (4-methoxybenzoyl) diethylgerman) und Lucerin TPO, ein Acylphosphinoxid (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent). Das Emissionsspektrum von Bluephase Style ist perfekt auf das Absorptionsspektrum der in diesem Komposit vorliegenden Photoinitiatoren abgestimmt.

Obwohl der maximale Absorptionspeak von Initiatoren auf Germaniumbasis im violetten Wellenlängenbereich bei 408 nm liegt (Moszner et al. 2008), erstreckt sich ihr Absorptionsspektrum vom violetten zum blauen Wellenlängenbereich (455 nm) und überschneidet somit auch das Emissionsspektrum der blauen LED-Lampen. Die Reaktivität der Initiatoren auf Germaniumbasis ist aufgrund der verbesserten Lichtabsorption erhöht (Moszner et al. 2008). 440 nm ist die Wellenlänge, bei der fast 50 % deren Absorptionspeaks stattfindet (Moszner et al. 2008). Diese Wellenlänge befindet sich schon im blauen Emissionsspektrum. Das heißt, dass die Hälfte der Maximalwirkung dieser Initiatoren bei der Aktivierung mit blauem Licht stattfindet. Dementsprechend reagieren die alternativen Initiatoren in Tetric EvoCeram Bulk Fill auch auf das Licht der untersuchten blauen Lampen. Im Vergleich zu CQ werden diese Photoinitiatoren als effizienter beschrieben, so dass sie eine schnellere und tiefere Polymerisation ermöglichen (Moszner et al. 2008). Zusätzlich induzieren Germanium-basierte Initiatoren eine höhere Polymerisationsrate und sind in der Lage, die Polymerisationstiefe zu erhöhen (Moszner et al. 2008). In den eigenen Testergebnissen wurde gezeigt, dass die Polymerisationstiefe in Tetric EvoCeram Bulk Fill stets geringer war als in Filtek Bulk Fill Posterior, der keine alternative Initiatoren in seiner Zusammensetzung aufweist. Dies passierte unabhängig vom Belichtungsabstand oder von der eingesetzten Lampe. Nach dem Lambert'schen Gesetz folgt die wellenlängenabhängige Abschwächung von Licht in der Tiefe einer exponentiellen Abnahme (Musanje und Darvell 2006). Dementsprechend beeinflussen Photoinitiatoren mit Absorptionsspektren bei einer geringeren Wellenlänge die Polymerisation von Tetric EvoCeram Bulk Fill in tieferen Schichten kaum, wie es auch in früheren Studien gezeigt wurde (Rocha et al. 2017). Diese Feststellung wurde anhand der eigenen Tiefenergebnisse nachgewiesen. Des Weiteren wurde in der vorliegenden Studie herausgefunden, dass die erreichten Polymerisationstiefen in Tetric EvoCeram Bulk nach der Polymerisation mit der blau-violetten LED-Lampe signifikant niedriger waren als diejenigen nach Verwendung der blauen Lampen. In einer früheren Studie wurde festgestellt, dass blau-violette LED-Lampen in Kompositen mit Germaniumverbindungen nicht zwingend eine adäquate Polymerisation hervorrufen (Menees et al. 2015). Dies wurde in der eigenen Studie anhand der Tiefenergebnisse in Tetric EvoCeram Bulk Fill auch bestätigt. Beim Belichtungsabstand von 0 mm waren die blauen LED-Lampen deutlich der blau-violetten Lampe überlegen. Beim Belichtungsabstand von 3 mm war die Leistung hinsichtlich Polymerisationstiefe der blau-violetten Lampe ähnlich wie die der Lampe Demi Ultra, aber dennoch der Lampe Elipar DeepCure-S nachgeordnet. Dagegen induzierten die drei untersuchten Lampen ähnliche Polymerisationstiefen beim Belichtungsabstand von 7 mm. Die Erklärung

könnte die Überlappung im Absorptionsspektrum von Ivocerin und das Emissionsspektrum der blauen LED-Lampe sein. Die Behauptung, dass eine blau-violette Lampe im Vergleich zu einer blauen Lampe eine tiefere Polymerisationstiefe erreichen würde, wurde nicht nachgewiesen, da Licht in einem niedrigeren Wellenlängenbereich (violett) in den oberen Schichten absorbiert wird (Ilie 2017). Somit kann violettes Licht nicht tiefer in das Komposit eindringen. Folglich leistet das blaue Licht den Hauptbeitrag zu der Bestrahlungsdosis in den tieferen Schichten. Elipar DeepCure-S weist eine leicht erhöhte Irradianz auf. Deren Emissionsspektrum beginnt bei einer niedrigeren Wellenlänge und garantiert eine verbesserte Anpassung an das Absorptionsspektrum der Germaniumbasis-Photoinitiator im Vergleich zu der Lampe Demi Ultra. Trotz dieser Ermittlungen zeigten beide blaue LED-Lampen statistisch ähnliche Polymerisationstiefen in den analysierten Bulk-Fill Kompositen. Es wird dazu ermutigt, grundsätzlich die blau-violetten LED-Lampen bei der Polymerisation von Kompositen mit alternativen Photoinitiatoren zu verwenden, weil das breite Emissionsspektrum direkt dem Absorptionsspektrum dieser Initiatoren angepasst ist (Lima et al. 2018). Dadurch wird eine höhere Polymerisationsqualität erreicht (Price et al. 2015).

Das Variieren des Belichtungsabstands (0, 3 und 7 mm) und der Lampenposition (zentriert und 3-mm-offset) soll klinisch relevante Polymerisationsbedingungen für Bulk-Fill Kompositen simulieren. Es konnte nachgewiesen werden, dass die Polymerisationstiefen in allen analysierten Materialien bei 0 mm und bei 3 mm Belichtungsabstand statistisch ähnlich waren. Diese Daten unterscheiden sich signifikant von den gemessenen Polymerisationstiefen bei 7 mm Belichtungsabstand. Dementsprechend wurde die Polymerisationstiefe ab einem Punkt von verschiedenen Polymerisationsbedingungen beeinflusst. Die in dieser Studie untersuchten LED-Lampen wurden mittels eines mechanischen Arms im Spektrometersystem senkrecht zur Oberfläche des Sensors/Kompositprüfkörpers eingespannt. Deswegen sind die erhobenen Daten im Idealfall dargestellt. Eine Neigung der Lampe oder eine spezielle klinische Situation in der Mundhöhle, wo der Lichtleiter nicht genau senkrecht zum Komposit gebracht werden kann, reduziert die Irradianz und verursacht eine inadäquate Polymerisation (Price, Shortall und Palin 2014). Eine 45° -Neigung der Lampe führt zu einer 56%-igen Verringerung der Energie, die von dem Komposit empfangen wird (Price, McLeod und Felix 2010). Dies konnte in der vorliegenden Studie nicht beurteilt werden.

Die korrekte Positionierung der Polymerisationslampen kann durch das Design und die Größe des Lichtleiters beeinflusst werden (Soares et al. 2017). Ein Lichtleiter, deren Spitze einen geraden Zugang zu einer Restauration im Seitenzahnbereich aufweist, wirkt sich positiv auf die

Leistung der Lampe aus. Beim Verwenden einer Lampe mit anguliertem Lichtleiter ist es fast unmöglich, die Spitze perfekt senkrecht zur Okklusalfäche eines Seitenzahnes bei einer Mundöffnung von 35 mm zu positionieren. Der Lichtleiter kann also nicht direkt über die Restauration platziert werden. Folglich hat die Angulation des Lichtleiters einen negativen Einfluss auf die Leistungsergebnisse der LED-Lampen. Daher werden Lichtleiter mit geradem Zugang zum Zielobjekt empfohlen (Soares et al. 2018). Alle drei in dieser Studie untersuchten LED-Lampen verfügen über einen angulierten Lichtleiter, so dass in einer klinischen Studie die Ergebnisse im Vergleich zu der Laboruntersuchung variieren würden, falls der ideale Zugang zu einer Seitenzahnrestauration nicht gewährleistet werden kann.

Mit der vorliegenden Studie wurde gezeigt, dass die Polymerisationstiefe der untersuchten Bulk-Fill Komposite nur bei Verwendung der blauen LED-Lampen von dem Belichtungsabstand beeinflusst wird, während die Dezentrierung (zentriert vs. 3-mm-offset) ein Einflussfaktor für alle analysierten LED-Lampen war. Es konnte nachgewiesen werden, dass die Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite stärker material- als lampenabhängig ist. Die zweite Hypothese, die besagt, dass die Polymerisationstiefe in Bulk-Fill Kompositen unabhängig von den Polymerisationsbedingungen, dem verwendeten Material oder der eingesetzten Lampe ist, wird somit ebenfalls verworfen.

Mehr Informationen über die verwendeten Polymerisationslampen bieten praktizierenden Zahnärzten eine bessere Chance, das Belichtungsprotokoll für ihre Lampen/Komposit-Kombination zu optimieren und die ideale Bestrahlungsdosis und Belichtungszeit für langlebige Restaurationen auszuwählen. Durch den entstandenen Abstand von der Lichtquelle zum Komposit wird die einfallende Irradianz geschwächt, so dass die Restauration in diesen Regionen eine geringere Lichtmenge erhält, was eine insuffiziente Polymerisation mit sich bringt (Price et al. 2011). Es ist wichtig, die Grenzen bei Änderungen in der Lampenposition und Belichtungsabstand zu kennen, um die notwendige Irradianz für eine adäquate Photopolymerisation zu erreichen.

7 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Studie war, moderne LED-Lampen zu charakterisieren und deren Verhalten unter verschiedenen Polymerisationsbedingungen zu untersuchen. Darüber hinaus sollten mögliche Defizite bei der Polymerisation moderner Bulk-Fill Komposite, die auf unsachgemäße, aber klinisch relevante Polymerisationsbedingungen zurückzuführen sind, quantifiziert werden. Auf diese Weise kann die Toleranzschwelle von Polymerisationsfehlern für eine noch adäquate Kompositpolymerisation bestimmt werden.

Für die Charakterisierung der LED-Lampen wurden die Irradianz und die entsprechende Bestrahlungsdosis unter simulierten klinischen Bedingungen mit Hilfe eines Spektrometers gemessen, wobei auch die Emissionsspektren der Lampen veranschaulicht wurden. Durch die Beurteilung von Änderungen in der Irradianz der Lampen wurde die Auswirkung des Belichtungsabstands und der Lampenposition zweier blau-violetter LED-Lampen (zwei Serien desselben Lampentyps Bluephase Style) und zweier blauer LED-Lampen (Elipar DeepCure-S, Demi Ultra) auf die untersuchten Parameter quantifiziert. Die Lampen wurden einmal zentriert zum Messsensor und dann mit einer Verschiebung um 3 mm nach mesial, distal, vestibulär und oral eingestellt. In jeder Lampenposition wurden die LED-Lampen von 0 mm bis zum Abstand von 10 mm zum Messsensor in 1-mm-Schritten entfernt. Es war offensichtlich, dass die registrierte Irradianz mit zunehmendem Belichtungsabstand abfällt und von verschiedenen Lampenpositionen (zentriert oder deszentriert zum Messsensor) signifikant beeinflusst wird. Somit wurde die erste Hypothese verworfen.

Elipar DeepCure-S ist als eine LED-Lampe mit homogenem Lichtstrahlprofil beschrieben und wurde deshalb als Referenz ausgewählt. Zusammenfassend kann abgeleitet werden, dass diese Lampe Fehler in der Lampenpositionierung am leichtesten tolerieren kann und gegebenenfalls auch klinisch dezentriert in alle Richtungen verwendet werden kann, wenn der Belichtungsabstand nicht größer als 4 mm ist. Diese Erkenntnis könnte durch die Lichtstrahlhomogenität erklärt werden und spielt eine wesentliche Rolle bei der Polymerisation von Bulk-Fill Kompositen, wo beim Platzieren einer großen Materialmenge in 4 mm Schichtstärken eine ausreichende Irradianz auch auf dem Boden der Restauration erreicht werden muss. Bei den anderen untersuchten LED-

Lampen (Bluephase Style*, Bluephase Style und Demi Ultra) sollte möglichst versucht werden, den Lichtleiter zentriert und in unmittelbarer Nähe der Restauration zu positionieren, um Irradianzen $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$ zu liefern und somit eine ausreichende Kompositpolymerisation nach einer Belichtungszeit von 20 Sekunden zu gewährleisten.

Um den Einfluss der Polymerisationslampen auf die Polymerisationsqualität dentaler kunststoffbasierter Komposite beurteilen zu können, wurde die Polymerisationstiefe in drei modernen Bulk-Fill Kompositen bestimmt. Die Polymerisationstiefe steht als indirektes Maß für die Beurteilung der Polymerisationseffektivität unter verschiedenen Umständen, wo ebenso die Lampenposition (zentriert und 3-mm-offset nach distal) und der Belichtungsabstand zum Material (0, 3 und 7 mm) variiert wurden. Die Polymerisationstiefe wurde mittels eines Scratch-Tests gemäß der ISO 4049 bewertet. Es wurde festgestellt, dass die Polymerisationstiefe der Bulk-Fill Komposite stärker auf das Material selbst ($p < 0,001$, partielles Eta-Quadrat $\eta_p^2 = 0,649$) als auf die verwendete LED-Lampe ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,280$) bezogen ist. Der Belichtungsabstand beeinflusste die Polymerisationstiefe signifikant nur bei Verwendung der blauen LED-Lampen, während die Lampenposition für alle analysierten LED-Lampen ein Einflussfaktor war. Dennoch wurde festgestellt, dass die Polymerisationstiefe mit der Bestrahlungsdosis positiv korreliert (Pearson-Korrelation; $p < 0,01$, $r = 0,596$). Für Filtek Bulk-Fill Posterior wurde eine Polymerisationstiefe von 4 mm bei einer minimalen Bestrahlungsdosis von 18 J/cm^2 erreicht, während für die beiden anderen Materialien eine höhere Bestrahlungsdosis erforderlich ist ($> 19 \text{ J/cm}^2$ für Tetric EvoCeram Bulk Fill; $> 38 \text{ J/cm}^2$ für SonicFill). Daher sind für Tetric EvoCeram Bulk Fill und SonicFill höhere Belichtungszeiten als die Herstellerempfehlungen erforderlich, um eine verringerte Irradianz der Polymerisationslampen zu kompensieren. Nur damit kann eine adäquate Polymerisation gewährleistet werden. Nennenswert ist auch, dass die beschriebene Testmethode die Polymerisationstiefe der untersuchten Materialien unterschätzt, so dass mehr kontrollierbare und zuverlässigere Methoden, wie Härtemessungen, bevorzugt werden sollten.

Anhand der erhobenen Daten wurde gezeigt, dass die Polymerisationstiefe in Bulk-Fill Kompositen von den Polymerisationsbedingungen, dem verwendeten Material und der eingesetzten Lampe beeinflusst wird und somit wurde auch die zweite Hypothese verworfen. Dementsprechend sollte das Belichtungsprotokoll für Lampen/Komposit-Kombinationen optimiert werden, damit Zahnärzte die gewünschten Polymerisationsergebnisse für langlebige Dentalrestorationen erreichen können.

8 Literaturverzeichnis

- AL Shaafi, M.M., T. Haenel, B. Sullivan, D. Labrie, M. Q. Alqahtani und R. B. Price. 2016. 'Effect of a broad-spectrum LED curing light on the Knoop microhardness of four posterior resin based composites at 2, 4 and 6-mm depths', *J Dent*, 45: 14-8.
- Al Sunbul, H., N. Silikas und D. C. Watts. 2016. 'Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites', *Dent Mater*, 32: 998-1006.
- Alrahlah, A., N. Silikas und D. C. Watts. 2014. 'Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites', *Dent Mater*, 30: 149-54.
- Althoff, O. und M. Hartung. 2000. 'Advances in light curing', *Am J Dent*, 13: 77d-81d.
- Arikawa, H., T. Kanie, K. Fujii, H. Takahashi und S. Ban. 2007. 'Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color', *Dent Mater J*, 26: 38-44.
- Astvaldsdottir, A., J. Dagerhamn, J. W. van Dijken, A. Naimi-Akbar, G. Sandborgh-Englund, S. Tranaeus und M. Nilsson. 2015. 'Longevity of posterior resin composite restorations in adults - A systematic review', *J Dent*, 43: 934-54.
- Bayne, S. C. 2012. 'Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices', *Dent Mater*, 28: 52-71.
- Bhatt, S., C. D. Ayer, R. B. Price und R. Perry. 2015. 'Effect of curing light and restoration location on energy delivered', *Compend Contin Educ Dent*, 36: 208-10, 12, 14.
- Bluephase Style, Ivoclar Vivadent. Accessed 06/09/2019. <https://www.ivoclarvivadent.at/de-at/p/alle/bluephase-style>.
- Braden, M. 1997. *Polymeric dental materials* (Springer Verlag: Heidelberg, Deutschland).
- Bucuta, S. und N. Ilie. 2014. 'Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites', *Clin Oral Investig*, 18: 1991-2000.

- Buschendorf, H.-G. 1989. *Lexikon Licht- und Beleuchtungstechnik* (vde-Verlag GmbH: Berlin, Offenbach).
- Campos, E. A., S. Ardu, D. Lefever, F. F. Jasse, T. Bortolotto und I. Krejci. 2014. 'Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites', *J Dent*, 42: 575-81.
- Cardoso, K. A., D. C. Zarpellon, C. F. Madruga, J. A. Rodrigues und C. A. Arrais. 2017. 'Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite', *J Appl Oral Sci*, 25: 140-46.
- Choudhary, S. und B. Suprabha. 2013. 'Effectiveness of light emitting diode and halogen light curing units for curing microhybrid and nanocomposites', *J Conserv Dent*, 16: 233-7.
- Cuevas-Suarez, C. E., B. Pimentel-Garcia, A. Rivera-Gonzaga, C. Alvarez-Gayosso, A. L. Ancona-Meza, G. Grazioli und E. Zamarripa-Calderon. 2018. 'Examining the Effect of Radiant Exposure on Commercial Photopolimerizable Dental Resin Composites', *Dent J (Basel)*, 6.
- Czasch, P. und N. Ilie. 2013. 'In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites', *Clin Oral Investig*, 17: 227-35.
- Daugherty, M. M., W. Lien, M. R. Mansell, D. L. Risk, D. A. Savett und K. S. Vandewalle. 2018. 'Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites', *Dent Mater*, 34: 1531-41.
- de Magalhaes Filho, T. R., M. Weig Kde, M. M. Werneck, C. A. da Costa Neto und M. F. da Costa. 2015. 'Odontological light-emitting diode light-curing unit beam quality', *J Biomed Opt*, 20: 55005.
- "Dentistry- Polymer Based Rest Material ISO 4049:2009." - ISO 4049. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2009.
- El-Damanhoury, H. und J. Platt. 2014. 'Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites', *Oper Dent*, 39: 374-82.
- Ernst, C. P., G. R. Meyer, J. Muller, E. Stender, M. O. Ahlers und B. Willershausern. 2004. 'Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm', *J Adhes Dent*, 6: 141-50.

- Farahat, F., A. Daneshkazemi und Z. Hajiahmadi. 2016. 'The Effect of Bulk Depth and Irradiation Time on the Surface Hardness and Degree of Cure of Bulk-Fill Composites', *J Dent Biomater*, 3: 284-91.
- Federlin, M. und R. Price. 2013. 'Improving light-curing instruction in dental school', *J Dent Educ*, 77: 764-72.
- Feng, L., R. Carvalho und B. I. Suh. 2009. 'Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time', *Dent Mater*, 25: 283-9.
- Flury, S., S. Hayoz, A. Peutzfeldt, J. Husler und A. Lussi. 2012. 'Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials?', *Dent Mater*, 28: 521-8.
- Flury, S., A. Peutzfeldt und A. Lussi. 2014. 'Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites', *Dent Mater*, 30: 1104-12.
- Fronza, B. M., A. Ayres, R. R. Pacheco, F. A. Rueggeberg, C. Dias und M. Giannini. 2017. 'Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites', *Oper Dent*, 42: 445-55.
- Fronza, B. M., F. A. Rueggeberg, R. R. Braga, B. Mogilevych, L. E. Soares, A. A. Martin, G. Ambrosano und M. Giannini. 2015. 'Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites', *Dent Mater*, 31: 1542-51.
- Fujita, K., T. Ikemi und N. Nishiyama. 2011. 'Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite', *Dent Mater*, 27: 1079-85.
- Furness, A., M. Y. Tadros, S. W. Looney und F. A. Rueggeberg. 2014. 'Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites', *J Dent*, 42: 439-49.
- Garcia, D., P. Yaman, J. Dennison und G. Neiva. 2014. 'Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins', *Oper Dent*, 39: 441-8.
- Garoushi, S., P. Vallittu, A. Shinya und L. Lassila. 2016. 'Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites', *Odontology*, 104: 291-7.
- Guo, G., Y. Fan, J. F. Zhang, J. L. Hagan und X. Xu. 2012. 'Novel dental composites reinforced with zirconia-silica ceramic nanofibers', *Dent Mater*, 28: 360-8.

- Guram, G. und J. A. Shaik. 2018. 'Comparison of Light-Emitting Diode-Curing Unit and Halogen-Based Light-Curing Unit for the Polymerization of Orthodontic Resins: An In vitro Study', *J Int Soc Prev Community Dent*, 8: 409-15.
- Haenel, T., B. Hausnerova, J. Steinhaus, R. B. Price, B. Sullivan und B. Moeginger. 2015. 'Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins', *Dent Mater*, 31: 93-104.
- Harlow, J. E., F. A. Rueggeberg, D. Labrie, B. Sullivan und R. B. Price. 2016. 'Transmission of violet and blue light through conventional (layered) and bulk cured resin-based composites', *J Dent*, 53: 44-50.
- Harlow, J. E., B. Sullivan, A. C. Shortall, D. Labrie und R. B. Price. 2016. 'Characterizing the output settings of dental curing lights', *J Dent*, 44: 20-6.
- Hwang, I. N., S. O. Hong, B. N. Lee, Y. C. Hwang, W. M. Oh und H. S. Chang. 2012. 'Effect of a multi-layer infection control barrier on the micro-hardness of a composite resin', *J Appl Oral Sci*, 20: 576-80.
- Ilie, N. 2017. 'Impact of light transmittance mode on polymerisation kinetics in bulk-fill resin-based composites', *J Dent*, 63: 51-59.
- Ilie, N. 2018. 'Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity', *Clin Oral Investig*.
- Ilie, N., S. Bucuta und M. Draenert. 2013. 'Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance', *Oper Dent*, 38: 618-25.
- Ilie, N. und B. I. Luca. 2018. 'Efficacy of Modern Light Curing Units in Polymerizing Peripheral Zones in Simulated Large Bulk-fill Resin-composite Fillings', *Oper Dent*, 43: 416-25.
- Ilie, N., J. Obermaier und J. Durner. 2014. 'Effect of modulated irradiation time on the degree of conversion and the amount of elutable substances from nano-hybrid resin-based composites', *Clin Oral Investig*, 18: 97-106.
- Ilie, N. und K. Stark. 2014. 'Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites', *J Dent*, 42: 977-85.

- Ilie, N. und K. Stark. 2015. 'Effect of different curing protocols on the mechanical properties of low-viscosity bulk-fill composites', *Clin Oral Investig*, 19: 271-9.
- Jandt, K. D. und R. W. Mills. 2013. 'A brief history of LED photopolymerization', *Dent Mater*, 29: 605-17.
- Kakaboura, A., J. Tzoutzas, D. Pitsinigos und G. Vougiouklakis. 2004. 'The effect of sterilization methods on the light transmission characteristics and structure of light-curing tips', *J Oral Rehabil*, 31: 918-23.
- Kelic, K., S. Matic, D. Marovic, E. Klaric und Z. Tarle. 2016. 'Microhardness of Bulk-Fill Composite Materials', *Acta Clin Croat*, 55: 607-14.
- Kim, R. J., Y. J. Kim, N. S. Choi und I. B. Lee. 2015. 'Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites', *J Dent*, 43: 430-9.
- Kirkpatrick, S. J. 2005. 'A primer on radiometry', *Dent Mater*, 21: 21-6.
- Kofford, K. R., C. W. Wakefield und M. E. Nunn. 1998. 'The effect of autoclaving and polishing techniques on energy transmission of light-curing tips', *Quintessence Int*, 29: 491-6.
- Lempel, E., A. Toth, T. Fabian, K. Krajczar und J. Szalma. 2015. 'Retrospective evaluation of posterior direct composite restorations: 10-year findings', *Dent Mater*, 31: 115-22.
- Leprince, J. G., M. Hadis, A. C. Shortall, J. L. Ferracane, J. Devaux, G. Leloup und W. M. Palin. 2011. 'Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins', *Dent Mater*, 27: 157-64.
- Leprince, J. G., W. M. Palin, M. A. Hadis, J. Devaux und G. Leloup. 2013. 'Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency', *Dent Mater*, 29: 139-56.
- Lima, R. B. W., C. C. M. Troconis, M. B. P. Moreno, F. Murillo-Gomez und M. F. De Goes. 2018. 'Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review', *J Esthet Restor Dent*.
- Lussi, A., B. Zimmerli, T. Aregger und P. Portmann. 2005. '[Composite curing with new LED equipment]', *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 115: 1182-7.

- Lynch, C. D., N. J. Opdam, R. Hickel, P. A. Brunton, S. Gurgan, A. Kakaboura, A. C. Shearer, G. Vanherle und N. H. Wilson. 2014. 'Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section', *J Dent*, 42: 377-83.
- Maghaireh, G. A., H. Alzraikat und N. A. Taha. 2013. 'Assessing the irradiance delivered from light-curing units in private dental offices in Jordan', *J Am Dent Assoc*, 144: 922-7.
- Margeas, R. C. 2015. 'Bulk-fill materials: simplify restorations, reduce chairtime', *Compend Contin Educ Dent*, 36: e1-4.
- McHugh, L. E. J., I. Politi, R. S. Al-Fodeh und G. J. P. Fleming. 2017. 'Implications of resin-based composite (RBC) restoration on cuspal deflection and microleakage score in molar teeth: Placement protocol and restorative material', *Dent Mater*, 33: e329-e35.
- Menees, T. S., C. P. Lin, D. D. Kojic, J. O. Burgess und N. C. Lawson. 2015. 'Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights', *Am J Dent*, 28: 357-61.
- Michaud, P. L., R. B. Price, D. Labrie, F. A. Rueggeberg und B. Sullivan. 2014. 'Localised irradiance distribution found in dental light curing units', *J Dent*, 42: 129-39.
- Miletic, V., D. Peric, M. Milosevic, D. Manojlovic und N. Mitrovic. 2016. 'Local deformation fields and marginal integrity of sculptable bulk-fill, low-shrinkage and conventional composites', *Dent Mater*, 32: 1441-51.
- Miletic, V., P. Pongprueksa, J. De Munck, N. R. Brooks und B. Van Meerbeek. 2017. 'Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites', *Clin Oral Investig*, 21: 1201-12.
- Mills, R. W., K. D. Jandt und S. H. Ashworth. 1999. 'Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology', *Br Dent J*, 186: 388-91.
- Mills, R. W., A. Uhl, G. B. Blackwell und K. D. Jandt. 2002. 'High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties', *Biomaterials*, 23: 2955-63.
- Moszner, N., U. K. Fischer, B. Ganster, R. Liska und V. Rheinberger. 2008. 'Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials', *Dent Mater*, 24: 901-7.

- Mouhat, M., J. Mercer, L. Stangvaltaite und U. Ortengren. 2017. 'Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development-potential risk for patients', *Clin Oral Investig*, 21: 1687-96.
- Musanje, L. und B. W. Darvell. 2006. 'Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials', *Dent Mater*, 22: 804-17.
- Mutluay, M. M., F. A. Rueggeberg und R. B. Price. 2014. 'Effect of using proper light-curing techniques on energy delivered to a Class I restoration', *Quintessence Int*, 45: 549-56.
- Orlowski, M., B. Tarczydlo und R. Chalas. 2015. 'Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study', *ScientificWorldJournal*, 2015: 701262.
- Overton, J. D. und D. J. Sullivan. 2012. 'Early failure of Class II resin composite versus Class II amalgam restorations placed by dental students', *J Dent Educ*, 76: 338-40.
- Par, M., M. Lapas-Barisic, O. Gamulin, V. Panduric, N. Spanovic und Z. Tarle. 2016. 'Long Term Degree of Conversion of two Bulk-Fill Composites', *Acta Stomatol Croat*, 50: 292-300.
- Pereira, C. N., C. S. De Magalhaes, B. Daleprane, R. T. Peixoto, C. Ferreira Rda, L. A. Cury und A. N. Moreira. 2015. 'LED and Halogen Light Transmission through a CAD/CAM Lithium Disilicate Glass-Ceramic', *Braz Dent J*, 26: 648-53.
- Peutzfeldt, A., S. Muhlebach, A. Lussi und S. Flury. 2018. 'Marginal Gap Formation in Approximal "Bulk Fill" Resin Composite Restorations After Artificial Ageing', *Oper Dent*, 43: 180-89.
- Phillips, R. 1984. 'Photopolymerization', *Journal of photopolymerization*, 25: 79-82.
- Price, R. B., J. L. Ferracane und A. C. Shortall. 2015. 'Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know', *J Dent Res*, 94: 1179-86.
- Price, R. B., D. Labrie, S. Kazmi, J. Fahey und C. M. Felix. 2012. 'Intra- and inter-brand accuracy of four dental radiometers', *Clin Oral Investig*, 16: 707-17.
- Price, R. B., D. Labrie, F. A. Rueggeberg und C. M. Felix. 2010. 'Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units', *J Esthet Restor Dent*, 22: 363-77.

- Price, R. B., D. Labrie, F. A. Rueggeberg, B. Sullivan, I. Kostylev und J. Fahey. 2014. 'Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins', *Dent Mater*, 30: 1345-57.
- Price, R. B., D. Labrie, J. M. Whalen und C. M. Felix. 2011. 'Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units', *J Can Dent Assoc*, 77: b9.
- Price, R. B., M. E. McLeod und C. M. Felix. 2010. 'Quantifying light energy delivered to a Class I restoration', *J Can Dent Assoc*, 76: a23.
- Price, R. B., F. A. Rueggeberg, D. Labrie und C. M. Felix. 2010. 'Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units', *J Esthet Restor Dent*, 22: 86-101.
- Price, R. B., A. C. Shortall und W. M. Palin. 2014. 'Contemporary issues in light curing', *Oper Dent*, 39: 4-14.
- Price, R. B., H. E. Strassler, H. L. Price, S. Seth und C. J. Lee. 2014. 'The effectiveness of using a patient simulator to teach light-curing skills', *J Am Dent Assoc*, 145: 32-43.
- Price, R. B. T. 2017. 'Light Curing in Dentistry', *Dent Clin North Am*, 61: 751-78.
- Rasines Alcaraz, M. G., A. Veitz-Keenan, P. Sahrman, P. R. Schmidlin, D. Davis und Z. Iheozor-Ejiofor. 2014. 'Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth', *Cochrane Database Syst Rev*: Cd005620.
- Reis, A. F., M. Vestphal, R. C. D. Amaral, J. A. Rodrigues, J. F. Roulet und M. G. Roscoe. 2017. 'Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review', *Braz Oral Res*, 31: e59.
- Rocha, M. G., D. de Oliveira, I. C. Correa, L. Correr-Sobrinho, M. Sinhoreti, J. L. Ferracane und A. B. Correr. 2017. 'Light-emitting Diode Beam Profile and Spectral Output Influence on the Degree of Conversion of Bulk Fill Composites', *Oper Dent*, 42: 418-27.
- Rueggeberg, F. A. 2011. 'State-of-the-art: dental photocuring--a review', *Dent Mater*, 27: 39-52.
- Rueggeberg, F. A., M. A. Cole, S. W. Looney, A. Vickers und E. J. Swift. 2009. 'Comparison of manufacturer-recommended exposure durations with those determined using biaxial flexure strength and scraped composite thickness among a variety of light-curing units', *J Esthet Restor Dent*, 21: 43-61.

- Rueggeberg, F. A., M. Giannini, C. A. G. Arrais und R. B. T. Price. 2017. 'Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review', *Braz Oral Res*, 31: e61.
- Runnacles, P., C. A. Arrais, M. T. Pochapski, F. A. Dos Santos, U. Coelho, J. C. Gomes, M. F. De Goes, O. M. Gomes und F. A. Rueggeberg. 2015. 'In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit', *Dent Mater*, 31: 505-13.
- Sagsoz, O., N. O. Ilday, O. Karatas, M. Cayabatmaz, H. Parlak, M. H. Olmez und S. Demirbuga. 2016. 'The bond strength of highly filled flowable composites placed in two different configuration factors', *J Conserv Dent*, 19: 21-5.
- Santini, A., V. Miletic, M. D. Swift und M. Bradley. 2012. 'Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units', *J Dent*, 40: 577-84.
- Segreto, D. R., F. S. Naufel, W. C. Brandt, R. D. Guiraldo, L. Correr-Sobrinho und M. A. Sinhoreti. 2016. 'Influence of Photoinitiator and Light-Curing Source on Bond Strength of Experimental Resin Cements to Dentin', *Braz Dent J*, 27: 83-9.
- Selig, D., T. Haenel, B. Hausnerova, B. Moeginger, D. Labrie, B. Sullivan und R. B. Price. 2015. 'Examining exposure reciprocity in a resin based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values', *Dent Mater*, 31: 583-93.
- Sembdner, T. "GaN-basierte LEDs: Physikalische Grundlagen und Bauelemente." In. Accessed 06/09/2019.-PDF
- Shimokawa, C. A. K., M. L. Turbino, M. Giannini, R. R. Braga und R. B. Price. 2018. 'Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites', *Dent Mater*, 34: 1211-21.
- Shimokawa, C. A., M. L. Turbino, J. E. Harlow, H. L. Price und R. B. Price. 2016. 'Light output from six battery operated dental curing lights', *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 69: 1036-42.
- Shimokawa, C., B. Sullivan, M. L. Turbino, C. J. Soares und R. B. Price. 2017. 'Influence of Emission Spectrum and Irradiance on Light Curing of Resin-Based Composites', *Oper Dent*, 42: 537-47.
- Shortall, A. C., C. J. Felix und D. C. Watts. 2015. 'Robust spectrometer-based methods for characterizing radiant exitance of dental LED light curing units', *Dent Mater*, 31: 339-50.

- Shortall, A. C., W. M. Palin und P. Burtscher. 2008. 'Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth', *J Dent Res*, 87: 84-8.
- Soares, C. J., G. F. Braganca, Rads Pereira, M. P. Rodrigues, S. S. L. Braga, L. R. S. Oliveira, M. Giannini und R. B. Price. 2018. 'Irradiance and Radiant Exposures Delivered by LED Light-Curing Units Used by a Left and Right-Handed Operator', *Braz Dent J*, 29: 282-89.
- Soares, C. J., M. P. Rodrigues, L. R. S. Oliveira, S. S. L. Braga, L. M. Barcelos, G. R. D. Silva, M. Giannini und R. B. Price. 2017. 'An Evaluation of the Light Output from 22 Contemporary Light Curing Units', *Braz Dent J*, 28: 362-71.
- Soares, C. J., M. P. Rodrigues, A. B. Vilela, E. R. Rizo, L. B. Ferreira, M. Giannini und R. B. Price. 2017. 'Evaluation of Eye Protection Filters Used with Broad-Spectrum and Conventional LED Curing Lights', *Braz Dent J*, 28: 9-15.
- Son, S. A., J. K. Park, D. G. Seo, C. C. Ko und Y. H. Kwon. 2017. 'How light attenuation and filler content affect the microhardness and polymerization shrinkage and translucency of bulk-fill composites?', *Clin Oral Investig*, 21: 559-65.
- SonicFill, Kerr. Accessed 06/09/2019. <https://www.kerrdental.com/de-ch/zahnaerztliche-restaurationsprodukte/sonicfill-zahnaerztliche-komposite>.
- Strydom, C. 2002. 'Dental curing lights--maintenance of visible light curing units', *Sadj*, 57: 227-33.
- Tarle, Z., T. Attin, D. Marovic, L. Andermatt, M. Ristic und T. T. Taubock. 2015. 'Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites', *Clin Oral Investig*, 19: 831-40.
- Taubock, T. T., A. J. Feilzer, W. Buchalla, C. J. Kleverlaan, I. Krejci und T. Attin. 2014. 'Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites', *Eur J Oral Sci*, 122: 293-302.
- Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent. Accessed 06/09/2019. <http://www.ivoclarvivadent.ch/de-ch/alle-produkte/tetric-evoceram-bulk-fill>.
- Toh, W. S., A. U. Yap und S. Y. Lim. 2015. 'In Vitro Biocompatibility of Contemporary Bulk-fill Composites', *Oper Dent*, 40: 644-52.

- van Dijken, J. W. und U. Pallesen. 2016. 'Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study', *J Dent*, 51: 29-35.
- Van Ende, A., J. De Munck, D. P. Lise und B. Van Meerbeek. 2017. 'Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature', *J Adhes Dent*, 19: 95-109.
- Vandewalle, K. S., H. W. Roberts und F. A. Rueggeberg. 2008. 'Power distribution across the face of different light guides and its effect on composite surface microhardness', *J Esthet Restor Dent*, 20: 108-17; discussion 18.
- Watts, D. C., O. Amer und E. C. Combe. 1984. 'Characteristics of visible-light-activated composite systems', *Br Dent J*, 156: 209-15.
- Yap, A. U., M. Pandya und W. S. Toh. 2016. 'Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites', *Dent Mater J*, 35: 503-10.
- Yazici, A. R., S. A. Antonson, Z. B. Kutuk und E. Ergin. 2017. 'Thirty-Six-Month Clinical Comparison of Bulk Fill and Nanofill Composite Restorations', *Oper Dent*, 42: 478-85.
- Zorzin, J., E. Maier, S. Harre, T. Fey, R. Belli, U. Lohbauer, A. Petschelt und M. Taschner. 2015. 'Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing', *Dent Mater*, 31: 293-301.

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel "Charakterisierung moderner LED-Polymerisationslampen und Quantifizierung der Toleranz von Bulk-Fill Kompositen unter unsachgemäßen, aber klinisch relevanten Polymerisationsbedingungen" selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 02.12.2019

Bianca-Ioana Luca

(Unterschrift)

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich an diejenigen bedanken, die die Entstehung dieser Arbeit ermöglicht haben, denn ohne deren Unterstützung und Geduld hätte sie in dieser Form nicht realisiert werden können.

Mein besonderer Dank gilt meiner Doktormutter Prof. Dr. Nicoleta Ilie für die intensive Betreuung und dem Vertrauen, das sie dieser Arbeit und meinen Fähigkeiten geschenkt hat. Ihr großes Engagement und konstruktive Kritik, sowie ihre wichtigen Hinweise haben das Zustandekommen dieser Arbeit gewährleistet.

Für vielfältige Unterstützung bedanke ich mich an die Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilian-Universität München (Vorstand: Prof. Dr. R. Hickel) und an die Firma 3M ESPE.

Mein Dank geht auch an alle Freunde, die mich auf diesem steinigen Weg mit Höhen und Tiefen begleitet haben und an all diejenigen Kollegen, die durch ihr Feedback nach dem Korrekturlesen eine wichtige Rolle in der Gestaltung dieser Arbeit gespielt haben.

Der größte Dank gebührt meinen Eltern, sowie meinem Bruder für ihre unermüdliche Unterstützung, die mir Kraft und Motivation zur Verfassung dieser Arbeit gegeben hat. Meiner gesamten Familie, die immer an mich geglaubt hat und speziell meinen Großvätern, die diesen magischen Moment in meinem Leben leider nicht mehr miterleben können, widme ich diese Arbeit.