

# Bluephase® Style

Das Polymerisationsgerät



## Wissenschaftliche Dokumentation

Effiziente  
Ästhetik

  
ivoclar  
vivadent®  
passion vision innovation

# Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b>Einführung</b>	<b>3</b>
1.1	Lichthärtung in der Zahnheilkunde	3
1.2	Arten von Polymerisationsgeräten	3
1.3	Generationen von LED-Geräten	4
1.4	Wirksame Aushärtung von Composite-Restaurationsmaterialien	5
1.5	Lichtinitiatoren und die Rolle der Wellenlänge	6
1.6	Lichtleistung	10
1.7	Messung/Überprüfung der Lichtintensität	14
<b>2.</b>	<b>Bluephase® Style Linie – Die kleinste LED für jeden Einsatz</b>	<b>17</b>
2.1	Bluephase® Style	17
2.2	Bluephase® Style 20i	19
2.2	Bluephase® Style M8	20
<b>3.</b>	<b>Technische Daten</b>	<b>21</b>
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse aus internen und externen Studien</b>	<b>22</b>
4.1	Aushärtung von Composites	22
4.2	Aushärtung von Adhäsiven	28
4.3	Aushärtung durch Keramik	29
4.4	Wärmeentwicklung in der Nähe der Pulpa	32
4.5	Temperatureinfluss auf Weichgewebe	35
4.6	Monowave- vs. Polywave-LEDs	35
4.7	Genauigkeit von Radiometern: Bluephase Meter II	36
<b>5.</b>	<b>Literatur</b>	<b>41</b>

## 1. Einführung

### 1.1 Lichthärtung in der Zahnheilkunde

Die Photopolymerisation, d.h. die Aushärtung mit Licht, ist aus der Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenken. Zahlreiche Composites, Composite-Befestigungsmaterialien und Adhäsive werden mit Licht ausgehärtet. Der Erfolg und die Langlebigkeit dieser lichtaktivierten Materialien stehen im direkten Zusammenhang mit der Wirksamkeit der Lichthärtung. Vier grundlegende Arten von Polymerisationsgeräten werden oder wurden in zahnärztlichen Praxen verwendet: Halogengeräte, Plasmageräte, Lasergeräte und LED-Geräte mit Licht emittierenden Dioden. Die erst- und die letztgenannten Geräte sind am meisten verbreitet.

#### 1.1.1 Ein kurzer Exkurs in die Geschichte der Lichthärtung

Die Fortschritte im Bereich der Restaurationsmaterialien in der Zahnheilkunde gingen Hand in Hand mit der Entwicklung der Technologien zur Aushärtung dieser Materialien. Die zahnfarbenen Zweikomponentenmaterialien der 60er Jahre wurden rein chemisch gehärtet. Diese selbsthärtenden Composites basierten auf der radikalischen Polymerisation ausgelöst durch den Zerfall von Benzoylperoxid. Bowen synthetisierte 1962 eine Bis-GMA-Monomer-Rezeptur mit feingemahlenem Quarzsand als Füller<sup>1</sup> - ein erster Schritt in der Entwicklung von modernen Composite-Formulierungen. Ein durch ultraviolettes (UV) Licht aktivierter Fissurenversiegler war eines der ersten im Handel erhältlichen lichtgehärteten Materialien.<sup>2</sup> Das erste kommerzielle UV-Polymerisationsgerät wurde in den 70er-Jahren entwickelt. Berichten zufolge waren diese Lichtgeräte eher unwirksam. Sie erreichten nur eine begrenzte Durchhärtungstiefe, da UV-Licht nicht geeignet ist, tief in das Material einzudringen.<sup>3</sup> Ausserdem waren die Geräte potenziell schädlich für die Augen und das Weichgewebe. Es gab Bedenken bezüglich Verbrennungen der Hornhaut und der Entstehung von Katarakten durch UV-Licht.<sup>4</sup> Der nächste logische Schritt war also die Einführung von Composites, die durch sichtbares Licht aktiviert wurden. Campherchinon war der am häufigsten verwendete Lichtinitiator in diesen Materialien.<sup>5,6</sup> Der erste Bericht über ein Füllungsmaterial für die Zahnheilkunde, das mit sichtbarem Blaulicht ausgehärtet werden konnte, wurde in den späten 70er Jahren veröffentlicht.<sup>7</sup> Dr. Bassoiuny von der Turner School of Dentistry in Manchester/GB legte das erste mit sichtbarem Licht ausgehärtete Composite im Jahr 1976. Die Optimierung eines Photoinitiatorsystems, das mit sichtbarem Licht interagiert, war dabei entscheidend und umfasste die Verwendung von Campherchinon zusammen mit einem tertiären Amin-Coinitiator. Eine Kombination, die auch heute noch zum Standard gehört. Das Gerät bestand aus einer Quarz-Wolfram-Halogen-Quelle mit Isolierverglasung und einem Bandpassfilter, welcher nur Licht mit einer Wellenlänge zwischen 400 und 550 nm transmittieren liess. Das ist der Wellenlängenbereich, der notwendig ist um Campherchinon zu aktivieren.

### 1.2 Arten von Polymerisationsgeräten

**Halogen-Lichtgeräte (Quarz-Wolfram-Halogen)** mit Blaulicht wurden in den 80er Jahren populär. Die Halogenlampe ist eine Glühlampe, die aus einem Wolfram-Glühfaden in einem Edelgas sowie einer kleinen Menge eines Halogens wie Jod oder Brom besteht.<sup>8</sup> Halogen-Lichtgeräte gelten als zuverlässig und sind in der Lage, alle Composite-Materialien auszuhärten. Sie entwickeln jedoch grosse Hitze und benötigen deshalb geräuschintensive Lüfter, um die Geräte abzukühlen. Ausserdem hat die Glühbirne nur eine beschränkte Lebensdauer von etwa sechs Monaten bei klinischem Gebrauch.<sup>8</sup> Fortschritte betreffend Lichtleistung und kürzerer Belichtungszeiten wurden in den 90er Jahren gemacht. Die Leistungswerte reichten von durchschnittlich 400-500 mW/cm<sup>2</sup> bis hin zu 3000 mW/cm<sup>2</sup>. Die typischen Belichtungszeiten für die gleichmässige Aushärtung einer Inkrementschichtstärke von 2 mm reichten von 40 - 60 Sekunden.<sup>9</sup> Hochleistungs-Halogengeräte mit Belichtungszeiten von 10 Sekunden wurden als

Antwort auf die grössere Leistung und die kürzeren Belichtungszeiten von Plasmalampen eingeführt,<sup>10</sup> die später auf den Markt kamen.

**Plasma-Lichtgeräte** wurden 1998 in der Zahnheilkunde eingeführt.<sup>8</sup> Die Lichtquelle besteht aus zwei Wolfram-Elektroden, in einer gasgefüllten Hochdruckkammer. Durch ein hohes elektrisches Potential wird eine Gasentladung erzeugt.<sup>10</sup> Das dabei gebildete Plasma leuchtet hell. Die extrem hohe Leistung führte zu einer Verkürzung der Belichtungszeiten auf ein paar Sekunden.<sup>8, 11</sup> Diese Lampen waren sehr teuer und hatten das Problem (genau wie einige LED- und Argonlaser-Geräte), dass sie aufgrund der Inkompatibilität zwischen der abgestrahlten Wellenlänge und den Photoinitiatoren in den Materialien, nicht für alle Composites geeignet waren.<sup>11</sup> Aber selbst wenn der Initiator und die Wellenlänge des abgestrahlten Lichts miteinander kompatibel waren, deuteten einige Studien darauf hin, dass die empfohlenen kurzen Belichtungszeiten trotzdem unzureichend waren.<sup>12, 13, 14</sup>

**Laserlampen** erreichen zwar eine hohe Lichtintensität, scheiterten aber daran, den Markt der Polymerisationsgeräte wirklich für sich einzunehmen. Sie erzeugen eine beträchtliche Wärme, sind in der Regel gross und daher nicht immer mobil einsetzbar und waren/sind zudem sehr teuer.<sup>8</sup> In den USA war darüber hinaus die Benutzung dieser Lampen durch die Zahnarztassistenten verboten und somit galten diese Geräte relativ schnell als überholt. Der Argon-Ionen-Laser wurde ursprünglich in Europa eingeführt, um das Bleichen von vitalen Zähnen zu verbessern und wird auch heute noch oft zu diesem Zweck angewendet.<sup>15</sup>

**LED-Geräte** die blaues Licht abstrahlen, wurden in der Zahnheilkunde erstmals Mitte der neunziger Jahre vorgestellt. Im Jahr 2000 war dann das erste Gerät im Handel erhältlich. Licht-emittierende Dioden (LEDs) setzen elektrische Energie in optische Strahlung um. LED-Geräte sind viel effizienter als früher in der Zahnheilkunde verwendete Lichtquellen. Sie sind leicht und können zum vereinfachten Transport und zur uneingeschränkten, mobilen Verwendung mit Batterien betrieben werden.<sup>17</sup> Die meisten LED-Geräte erzeugen ein relativ enges Lichtspektrum im Bereich von 400 bis 500 nm (mit einem Wellenlängenmaximum im Bereich von 460 nm). LED-Lichtgeräte sind mittlerweile der etablierte Produktstandard und inzwischen existieren mehrere Gerätegenerationen auf dem Markt. Die Vorteile sind die relativ lange Lebensdauer von etwa fünf Jahren unter klinischer Verwendung, kurze Belichtungszeiten, die hohe Lichtintensität und ein moderater Anschaffungspreis.<sup>8</sup> Sie sind in vielen verschiedenen Varianten erhältlich: gross oder klein, mit oder ohne Kabel, Polywave oder Monowave. Dr. Mahn<sup>8</sup> verweist auf verschiedene Studien, die gezeigt haben, dass LED-Polymerisationsgeräte in der Lage sind, Composite-Materialien mit der gleichen Durchhärtungstiefe zu polymerisieren und dabei die gleichen Werte für Druckfestigkeit<sup>18</sup> und Biegefestigkeit<sup>19, 20</sup> zu erreichen, wie Materialien, die mit Halogengeräten bei gleicher Lichtintensität ausgehärtet wurden. LED-Geräte verdrängen aufgrund dieser Vorteile erfolgreich ihre Halogen-Vorgänger als Standardlichtgeräte in der Praxis.<sup>21</sup>

### 1.3 Generationen von LED-Geräten

Es gibt mittlerweile drei nennenswerte Generationen von LED-Geräten. Die erste Generation zeigte eine relativ niedrige Lichtleistung von etwa 400 mW/cm<sup>2</sup>. Die zweite Generation erreichte bereits rund 1000 mW/cm<sup>2</sup>. Die 1. und 2. Generation von LED-Polymerisationsgeräten besitzen jedoch nur einen einzelnen LED-Typ (nur ein Emissionsmaximum / Monowave-Technologie) und können daher für gewisse Composite oder andere Dentalmaterialien nicht verwendet werden, weil das emittierte Lichtspektrum nicht mit dem benötigten Wellenlängenbereich der Initiatoren kompatibel ist. Zur erfolgreichen Aushärtung müssen die Composite den Lichtinitiator Campherchinon enthalten, während andere Initiatorsysteme wie Acylphosphinoxid, z.B. Lucirin TPO, aufgrund der Wellenlängen-Inkompatibilität kontraindiziert sind. Dies ist ein beträchtlicher Nachteil gegenüber den Halogen-Lampen, welche ein breiteres Lichtemissionsspektrum aufweisen und damit Composites mit Initiatoren aller Art aushärten können. Die dritte und damit neueste Generation von LED-Geräten bietet oft eine noch höhere Lichtleistung und umgeht die

Inkompatibilität bezüglich der Wellenlängen durch den Einsatz der Polywave-Technologie mit zwei oder mehreren Emissionsmaxima. Obwohl technisch gesehen nicht korrekt wird auch manchmal der Begriff „Breitband-Technologie“ für diese Gruppe von LED-Geräten verwendet.<sup>16</sup> Es werden gleichzeitig verschiedene LEDs mit zwei oder mehr spektralen Peaks im selben Gerät eingesetzt, um ein breiteres Emissionsspektrum von etwa 385 – 515 nm abzudecken (ein ähnliches Emissionsspektrum wie bei den Halogengeräten). Damit können auch Restaurationsmaterialien polymerisiert werden, die nicht bzw. nicht nur Campherchinon als Initiator enthalten. Lichtgeräte dieser Generation sind damit üblicherweise in der Lage alle Restaurationsmaterialien auszuhärten.<sup>10</sup> Die meisten Polymerisationsgeräte der Marke Bluephase zählen zu dieser aktuellen LED-Generation.

## **1.4 Wirksame Aushärtung von Composite-Restaurationsmaterialien**

Die erfolgreiche Aushärtung von Composite-Materialien ist ein unabhängiger, wechselseitiger Prozess zwischen dem Füllungsmaterial und dem Lichtgerät. Für das Gerät sind die emittierten Wellenlängen sowie die Lichtintensität von entscheidender Bedeutung. Hingegen zählen für das Composite die verwendeten Initiatoren, die eingesetzten Farben, die optische Transluzenz sowie die resultierende Schrumpfung zu den kritischen Faktoren.

### **1.4.1 Durchhärtungstiefe**

Herauszufinden, ob ein Composite vollständig ausgehärtet ist, bleibt eine Herausforderung für Zahnärzte. Die oberste Schicht erscheint hart, aber die tieferen Schichten sind nicht einzusehen und bleiben vielleicht unausgehärtet. Je transluzenter und heller ein Composite ist, desto besser ist die Lichtdurchdringung und damit die Durchhärtungstiefe. Die Durchhärtungstiefe (in vitro) von Dentalmaterialien kann auf verschiedene Arten bestimmt werden. Der internationale Standard ISO 4049 für Füllungs-, Restaurations- und Befestigungskunststoffe empfiehlt die Bestimmung der Durchhärtungstiefe wie folgt: Herstellung von zylindrischen Probenkörpern mit einer Länge von 6 mm und einem Durchmesser von 4 mm. Ist eine Durchhärtungstiefe von über 3 mm angegeben sollte die Länge des Probenkörpers 2 mm mehr als das Doppelte der angegebenen Durchhärtungstiefe betragen. Nach der Aushärtung gemäss den Herstelleranweisungen wird das Material aus der Form entnommen, die Inhibitionsschicht und unausgehärtete Material abgeschabt und die Höhe des verbleibenden Materials gemessen. Dieser Wert geteilt durch zwei wird als Durchhärtungstiefe betrachtet. Alternativ sind Vickers-Härteprofile (wird bestimmt mit einem quadratischen, pyramidenförmigen Diamant-Prüfstempel) und Knoop-Härteprofile (wird bestimmt mit einem länglichen, pyramidenförmigen Diamantprüfstempel) des ausgehärteten Materials ebenfalls geeignet, die Durchhärtungstiefe zu bestimmen. Ausgehärtete Prüfmuster werden normalerweise in zylindrischen Formen eingebettet. Die Härte wird dann an beiden Enden des Zylinders gemessen. Für ein durchgängiges Härteprofil des Materials werden die ausgehärteten Prüfmuster vertikal in zwei Hälften geschnitten. Die Schnittflächen werden poliert und die Härte in Intervallen von oben nach unten gemessen. Die Härte wird oft als Prozentsatz der Oberflächenhärte ausgedrückt, welche dabei als 100% betrachtet wird.<sup>22</sup> In einer Studie von Professor David Watts (University of Manchester, GB), wurde ein Härtewert von mindestens 80% der Oberflächenhärte an der Unterseite des Prüfkörpers als akzeptable definiert.<sup>23</sup> Die ersten UV-Lichtgeräte erreichten nur eine begrenzte Durchhärtungstiefe auf Grund der niedrigen UV-Transparenz. Unter gewissen Umständen waren/sind Halogen-, Plasma-, Laser- und LED-Geräte alle in der Lage, ausreichende Durchhärtungstiefen zu erzielen.

### 1.4.2 Polymerisations-Schrumpf und Inkrement-Schichttechnik

Lichthärtender Bestandteil der Composites und Adhäsive sind Monomere auf der Basis von Methacrylaten. Durch die Polymerisationsreaktion wird der Raumbedarf der Matrix geringer, was zu einem Volumenschrumpf führt. Die resultierenden Schrumpfkräfte können Spannungen und Risse innerhalb des Composites verursachen und zur Ablösung am Übergang zwischen Composite und Zahn führen. Das kann postoperative Sensibilitäten, Sekundärkaries, Dezementierung oder den Verlust der Restauration nach sich ziehen. Die Entwicklung von schrumpfungärmeren Composites ist ein Weg, das Problem zu lösen. Die andere Methode ist die Reduktion der Schrumpfspannung durch die Anwendung einer angemessenen Polymerisationstechnik. Mit Hilfe der Inkrementtechnik wird das Composite schrittweise in die Kavität eingebracht und jede Schicht (bis zu 2 mm) einzeln polymerisiert. Die Theorie dahinter lautet, dass durch die Polymerisation kleinerer Mengen weniger Schrumpfungsstress entsteht. Ausserdem lassen sich so mögliche entstandene Volumenverluste durch die nächste Schicht ausgleichen. Diese Schichttechnik ist seit Jahren gelehrter Standard in der Zahnheilkunde.<sup>16, 24</sup>

Neuere Bulk-Fill-Materialien jedoch, wie Tetric EvoCeram Bulk Fill und Tetric EvoFlow Bulk Fill, können in Schichtstärken von bis zu 4 mm ausgehärtet werden. Dies wird durch die schmelz- und dentinähnliche Transluzenz von 15% beziehungsweise 9,8% und den Einsatz des neuen Photoinitiators Ivocerin ermöglicht, der die Funktion eines "*Polymerisation Boosters*" hat. Bei Tetric EvoFlow Bulk Fill wird die von Ivoclar Vivadent entwickelte Aessencio-Technologie eingesetzt, bei der der Brechungsindex der unpolymerisierten Monomere an den der Füller angepasst wird, was zu einer Paste mit hoher Transluzenz führt. Diese besitzt eine hohe Durchhärtungstiefe, aber dennoch eine relativ niedrige dentinähnliche Transluzenz nach der Aushärtung.

### 1.5 Lichtinitiatoren und die Rolle der Wellenlänge

Die Aushärtung lichthärtender Composite-Systeme findet in Form einer radikalischen Polymerisation statt. Dies ist ein durch elektromagnetische (Licht-)Strahlung ausgelöster Prozess, der zur Bildung eines Polymers führt. Ankommende Photonen werden durch die Moleküle des Photoinitiators absorbiert. Die absorbierte Energie regt die Moleküle an, die in ihrem aktiven Status Radikale bilden, wenn einer oder mehrere Aktivatoren vorhanden sind. Die freien Radikale lösen dann die Polymerisationsreaktion aus. Solche Initiator-moleküle können jedoch nur Photonen bestimmter Wellenlängen absorbieren. Alle handelsüblichen Füllungscomposites werden mit sichtbarem Blaulicht polymerisiert. Deshalb haben die lichtabsorbierenden Initiatoren in Composites eine gelbe Eigenfarbe, da dies die Komplementärfarbe zu Blaulicht ist. Während der Aushärtung verschwindet die gelbe Farbe weitestgehend.

### Campherchinon

Der Initiator Campherchinon findet sich in vielen Standard-Composites. Das Absorptionsmaximum von Campherchinon liegt mit 470 nm im blauen Wellenlängenbereich. Aufgrund dieser besonders intensiven gelben Farbe wurden Alternativen als Initiatoren gesucht und gefunden, die eine hellere Farbe aufwiesen. Zum Beispiel zur Verwendung in bleachfarbenen Composites oder in farblosen Schutzlacken.

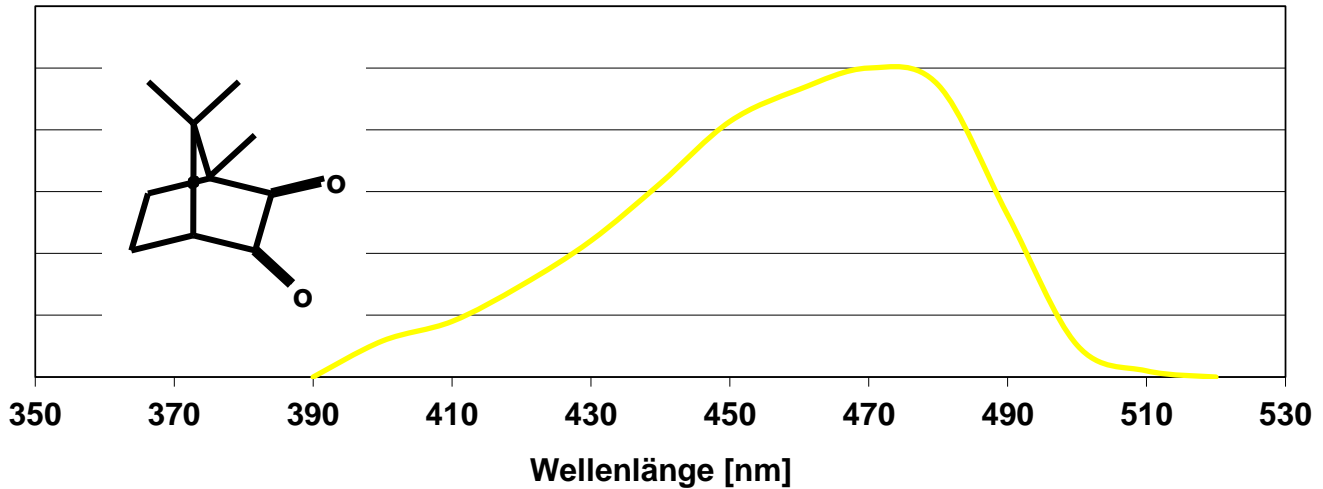


Abb. 1: Absorptionsspektrum von Campherchinon

### Phenylpropandion

PPD (Phenylpropandion) ist ein weiterer Alpha-Diketon-Lichtinitiator mit zwei benachbarten Carbonyl-Gruppen. Dessen Absorptionsspektrum reicht vom UV-Bereich bis ca. 490 nm.

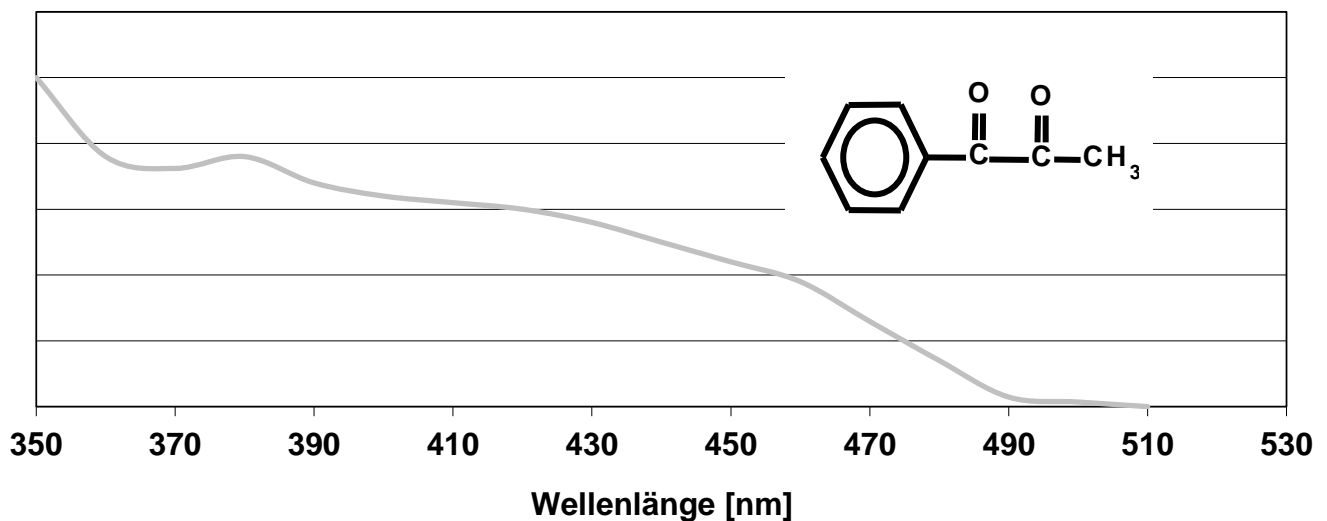


Abb. 2: Absorptionsspektrum von Phenylpropandion (PPD)

### Acylphosphinoxid

Der Photoinitiator Acylphosphinoxid, wie z.B. Lucirin TPO, hat allgemein an Beliebtheit gewonnen. Grösstenteils deswegen, weil seine gelbe Eigenfarbe sehr hell ist und nach der Polymerisation praktisch verschwindet. Er absorbiert vorwiegend Licht im UV-Bereich mit einer maximalen Sensibilität bei einer bedeutend niedrigeren Wellenlänge verglichen mit Campherchinon.

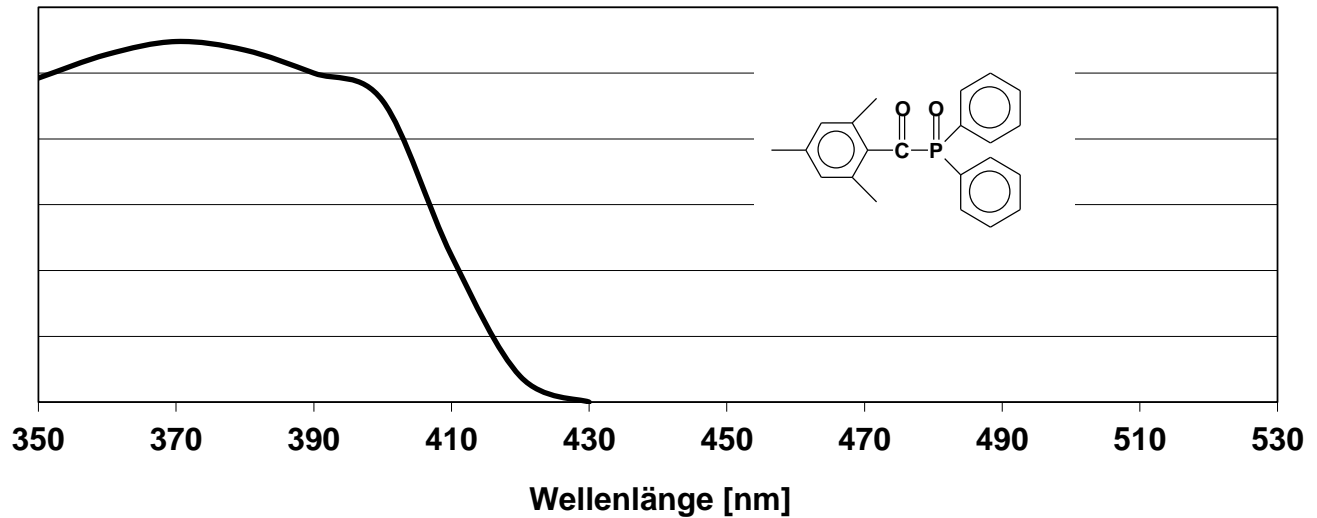


Abb. 3: Absorptionsspektrum von Acylphosphinoxid, z.B. Lucirin TPO

Es war nicht immer möglich, Acylphosphinoxid und PPD mit konventionellen LED-Polymerisationsgeräten der ersten und zweiten Generation auszuhärten, da ihr enges Emissionsspektrum den Absorptionsbereich dieser Initiatoren nur in sehr geringem Umfang abdeckten. Wie bereits erwähnt strahlen LED-Geräte der dritten Generation Licht mit einem niedrigeren Wellenlängenbereich ab, das Acylphosphinoxid und PPD auf ähnliche Weise wie Halogenlicht anregt.



**Ivocerin®**

Ivocerin ist ein hauseigenentwickelter Photoinitiator von Ivoclar Vivadent. Er wird gegenwärtig unter anderem zusammen mit Campherchinon-Amin in den Bulk-Fill-Composites Tetric EvoCeram Bulk Fill und Tetric EvoFlow Bulk Fill verwendet, die beide in Inkrementen mit bis zu 4 mm Stärke angewendet und ausgehärtet werden können. Dieser neue Initiator zeichnet sich durch eine hohe Quantenausbeute, eine hohe Absorptionsfähigkeit sowie ausgezeichnete Bleicheigenschaften aus. Ivocerin absorbiert Licht eines grösseren Wellenlängenbereichs als Acylphosphinoxid und kann aus diesem Grund mit allen handelsüblichen Halogen- und LED-Geräten aktiviert werden.

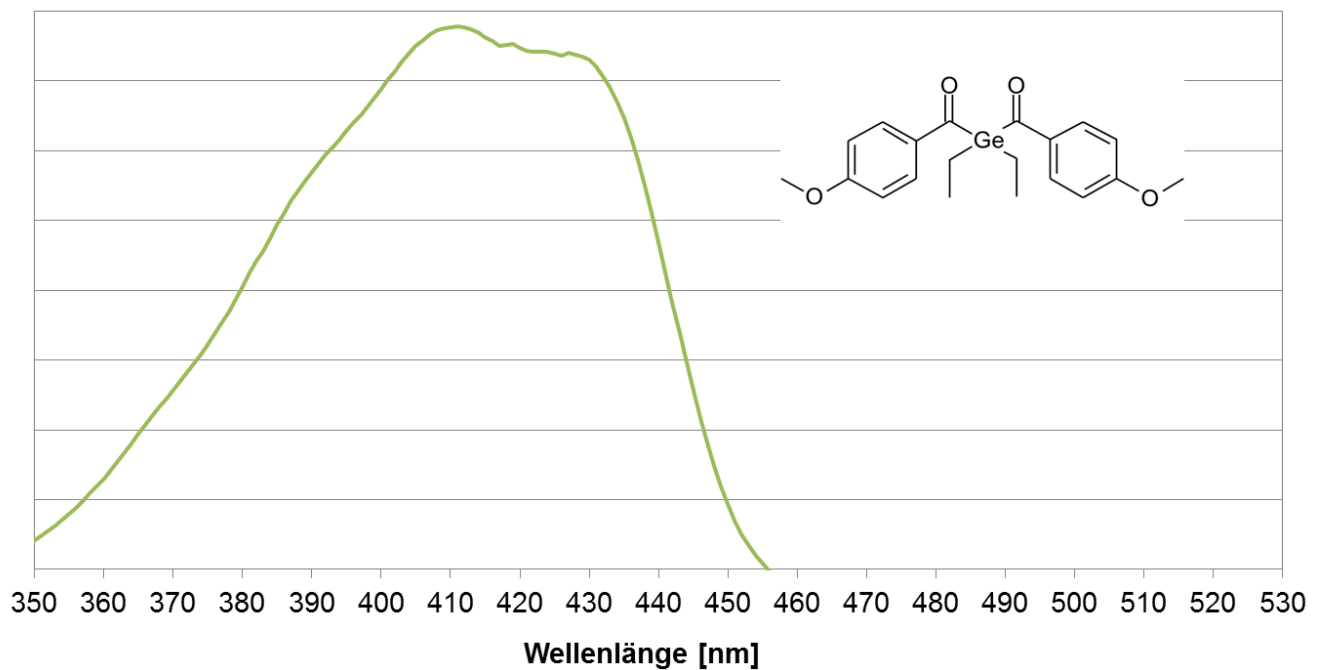


Abb. 4: Absorptionsspektrum von Ivocerin.

## 1.6 Lichtleistung

Wie zuvor erläutert, beruht der Langzeiterfolg von lichtaktivierten Dentalmaterialien auf der Wirksamkeit der Lichthärtung. Die Lichtleistung des Polymerisationsgeräts spielt dabei eine Schlüsselrolle. Die Lichtleistung sollte idealerweise mit einer Ulbricht-Kugel gemessen werden (siehe Abschnitt 1.7). Hierbei wird das aus dem Lichtleiter emittierte Licht gemessen, um den exakten Strahlenfluss in Milliwatt [mW] zu ermitteln. Passende Filter sorgen dafür, dass nur Licht im wirksamen Wellenlängenbereich gemessen wird. Anschliessend kann die Lichtintensität in  $\text{mW}/\text{cm}^2$  auf der Basis des Durchmessers des Lichtleiters berechnet werden.

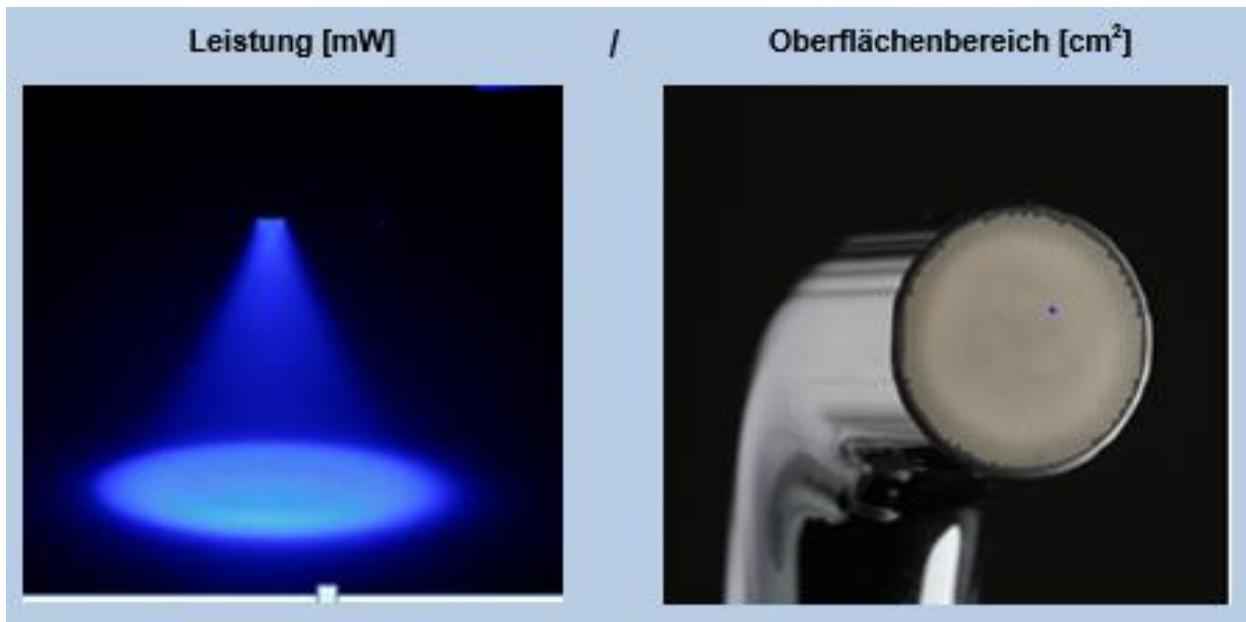


Abb. 5: Lichtintensitätsberechnung: Lichtintensität = Energie [mW] / aktiver Oberflächenbereich des Lichtleiters [ $\text{cm}^2$ ]

### 1.6.1 Das "Total Energy" – Konzept

Das "Total Energy" – Konzept besagt nun, dass der Prozess der lichtinduzierten Polymerisation energieabhängig ist und im Wesentlichen vom Produkt aus Lichtintensität und Zeit bestimmt wird. Das bedeutet 20 Sek. Bestrahlung mit einer Lichtintensität von  $800 \text{ mW}/\text{cm}^2$  ergibt eine Dosis von  $16'000 \text{ mWs}/\text{cm}^2$ . Als Faustregel wird eine Dosis zwischen  $4'000$  und  $16'000 \text{ mWs}/\text{cm}^2$  zur ausreichenden Aushärtung eines Composite-Inkrementes von 2 mm Dicke empfohlen (abhängig von Farbe und Transluzenz). Dunklere und weniger transluzente Composites benötigen typischerweise höhere Dosen.

$$\frac{\text{Dosis}}{\text{Intensität}} = \text{Max. Belichtungszeit}$$

Mit diesem Maximalwert von 16'000 mWs/cm<sup>2</sup>, können verschiedene Belichtungszeiten in Abhängigkeit zur Lichtintensität des zu verwendenden Polymerisationsgerätes berechnet werden. Logischerweise kann die Belichtungszeit die notwendig ist, eine gewisse Durchhärtungstiefe zu erreichen, reduziert werden, je höher die Intensität des Lichtgerätes ist. Somit kann auch Behandlungszeit eingespart werden. Dies wird in der untenstehenden Tabelle verdeutlicht:

Benötigte Dosis (mWs/cm <sup>2</sup> )	16'000	16'000	16'000	10'000
Intensität des Polymerisationsgerätes (mW/cm <sup>2</sup> )	400	800	1'600	1'000
Empfohlene Belichtungszeit (Sek.)	40	20	10	10

Tabelle 1: Maximale Belichtungszeit-Empfehlungen gemäss "Total Energy"-Konzept für Polymerisationsgeräte mit unterschiedlicher Intensität

Bei Tetric EvoCeram Bulk Fill und Tetric EvoFlow Bulk Fill von Ivoclar Vivadent ist bereits eine Energiedosis von 10'000 mWs/cm<sup>2</sup> (siehe rechte Seite von Tabelle 1) ausreichend für die Aushärtung von Inkrementen mit bis zu 4 mm Schichtstärke. Eine Lichthärtung dieser Materialien mit Bluephase Style bei einer Lichtintensität von 1'200 mW/cm<sup>2</sup> für 10 Sekunden ist deshalb im Hinblick auf die Dosierung völlig ausreichend.

Verschiedene Studien<sup>18-20</sup> haben gezeigt, dass LED- und Halogen-Geräte mit gleichen Intensitäten und Belichtungszeiten auch vergleichbare Durchhärtungstiefen und Härteprofile erzielen. Tabelle 2 zeigt die Resultate von internen Messungen der Durchhärtungstiefe des alten Composites Tetric Ceram A3.5. Die Durchhärtungstiefe wurde gemäss ISO 4049 mit einer Belichtungszeit von 20 Sekunden gemessen. Die gezeigten Werte stellen die Durchhärtungstiefe geteilt durch zwei dar, wie in der Norm vorgeschrieben. Es gab keinen statistisch relevanten Unterschied zwischen der Aushärtungseffizienz von LED- und Halogengeräten mit der gleichen Lichtintensität.

Intensität (mW / cm <sup>2</sup> )	Durchhärtungstiefe in mm (LED)	Durchhärtungstiefe in mm (Halogen)
400	2.40	2.43
600	2.54	2.55
700	2.65	2.67
800	2.73	2.69

Tabelle 2: Vergleich der Durchhärtungstiefe von Tetric Ceram nach 20 Sekunden Belichtung mit einem LED- und einem Halogen-Gerät mit identischer Lichtleistung. *P. Burtscher, V. Rheinberger, IADR Poster 2002*

### 1.6.2 Lichtleiter

Der Lichtleiter hat einen grossen Einfluss auf die Effizienz von Lichtpolymerisationsgeräten. Wenn ein Polymerisationsgerät ohne Lichtleiter konzipiert wird und stattdessen mit einer LED direkt vor dem Lichtaustrittsfenster ausgestattet ist, geht ein Grossteil der Intensität aufgrund der Lichtstreuung ab einer gewissen Distanz zum auszuhärtenden Objekt verloren. Lichtleiter aus Fiberglasstäben haben sich bei der Reduktion dieses Streuverlustes als ausserordentlich wirkungsvoll erwiesen. Einige Lichtgeräte sind mit einem sich verjüngenden Lichtleiter ausgestattet, der ein Austrittsfenster mit einem kleineren Durchmesser als der Schaft aufweist. Der Durchmesser des Lichtleiters von Bluephase Style 20i, beispielsweise, verjüngt sich von 10mm auf 8mm. Dies ermöglicht eine Konzentration des Lichts auf einen kleineren Oberflächenbereich, was zu einer hohen Leistungsdichte führt, d.h. eine höhere Lichtintensität bezogen auf die Fläche. Dies spart Energie, hat aber bei extremer Verjüngung, z.B. von 13 auf 8mm, auch eine negative Auswirkung auf die Lichtstreuung. Der Abstrahlwinkel wird grösser und die Lichtintensität nimmt mit grösserem Abstand vom auszuhärtenden Composite schneller ab. Bei Lichtgeräten, bei denen die LED direkt vorne am Lichtaustrittsfenster angebracht ist, kommt diesen Effekt besonders zum Tragen.

#### Lichtleiter und Behandlungsabstand

Grössere Abstände können jedoch bei der täglichen Arbeit nicht immer verhindert werden. Zum Beispiel bei der Belichtung von tiefen Kavitäten (Abb. 6) oder bei der Aushärtung von Composite durch eine Keramikrestauration hindurch. Price et al,<sup>22</sup> berichteten, dass die Lichtintensität bei einer Distanz von 6 mm mit einem parallelwandigen Lichtleiter um 50% der vollen Intensität abnimmt, während die Intensität eines sich verjüngenden Lichtleiters bei gleicher Distanz gar auf nur 23% seiner vollen Leistung absinkt. Parallelwandige Lichtleiter können deshalb in diesem Zusammenhang als vorteilhaft betrachtet werden.

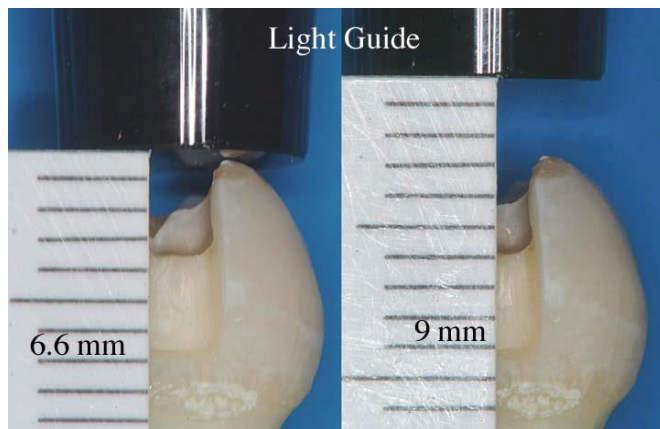


Abb. 6: Abstand des Lichtleiters über dem auszuhärtenden Composite in der Realität

Foto: R Price, Dalhousie Universität, Halifax, Kanada

Bluephase Style ist mit einem parallelwandigen 10 mm Lichtleiter ausgerüstet. Bluephase Style 20i verfügt über einen sich verjüngenden Lichtleiter (10 mm > 8 mm), der eine höhere Lichtintensität ermöglicht. Abbildung 7 zeigt den Intensitätsverlust einiger Geräte (ausgehend vom anfänglichen Maximum von 100%) in Verbindung mit der zunehmenden Distanz vom auszuhärtenden Material, gemessen mit Hilfe einer Ulbricht-Kugel. Bluephase Style zeigt mit zunehmender Distanz vom auszuhärtenden Material die am wenigsten reduzierte Lichtintensität. Bluephase Style 20i, DXM Cybrid XD (10 mm > 8 mm) und Kerr Demi Plus (13 mm > 8 mm) zeigen einen etwas höheren Intensitätsverlust. Bei Dentsply Smartlite PS ist die LED in die Gerätespitze integriert. Sie zeigt bei Distanz den höchsten Intensitätsverlust.

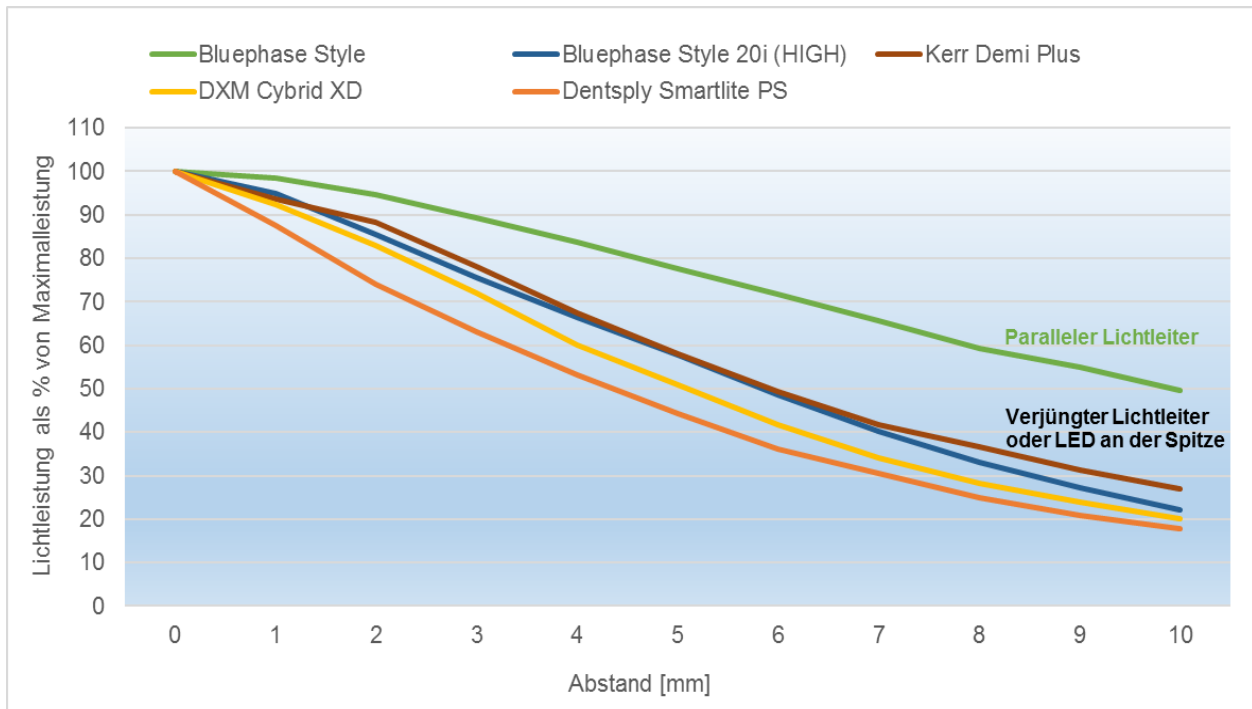


Abb. 7: Normierte Lichtintensität verschiedener LED-Polymerisationsgeräte mit parallelwandigen und sich verjüngenden Lichtleitern: Abnahme der Intensität in % des Maximums mit zunehmender Distanz vom Material. *F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, August 2016*

Die Bilder unten zeigen die Lichtstreuungseigenschaften von verschiedenen Lichtleitern / LED-Positionen.

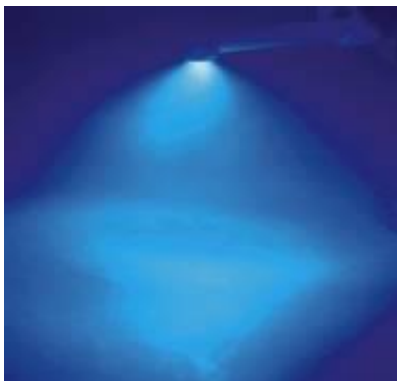


Abb. 8a: Diffuse Lichtstreuung bei vorne angebrachter LED



Abb. 8b: Lichtstreuung eines sich stark verjüngenden Lichtleiters (13 > 8 mm)



Abb. 8c: Homogene Lichtstreuung eines parallelen Lichtleiters

### 1.7 Messung/Überprüfung der Lichtintensität

Eine ausreichende Polymerisation ist von entscheidender Bedeutung für den klinischen Erfolg einer Composite-Restauration. Es ist also notwendig, dass die dafür verwendeten Polymerisationsgeräte eine ausreichende Lichtintensität zur Verfügung stellen. Eine ungenügende Polymerisation von Composites ist ein häufiger Grund für Misserfolge bei der Füllungslegung von direkten und indirekten Restaurationen. Unvollständig ausgehärtete Restaurationsmaterialien können zu postoperativer Sensibilität führen und sogar eine endodontische Behandlung nötig machen. Obwohl die Lichtintensität von den Geräteherstellern immer angegeben wird, haben Studien aufgezeigt, dass Lichtgeräte oftmals nicht optimal kalibriert sind.

Eine Überprüfung von 214 Lichtgeräten, die in Praxen in Australien eingesetzt wurden, hat beispielsweise gezeigt, dass über 50% davon nicht zufriedenstellend arbeiteten - mit einer deutlich reduzierten Lichtintensität, insbesondere bei alten Geräten.<sup>25</sup> Eine umfangreiche Studie der Universität Mainz (Prof. Ernst) in Zahnarztpraxen in Rhein-Main-Gebiet aus dem Jahr 2005 stellte ebenfalls fest, dass viele Polymerisationsgeräte die vom Hersteller angegebenen Lichtintensitäten nicht erreichen. In Extremfällen wurde nicht einmal die Hälfte der angegebenen Intensität erzielt.<sup>26</sup> Mehr als die Hälfte der Geräte zeigten keinerlei Beeinträchtigung, aber 37% aller Lichtleiter waren mit Haftvermittler oder Composite-Material verschmutzt und 5% waren zudem beschädigt.<sup>26</sup> Die untenstehende Tabelle zeigt eine Auswahl der in dieser Studie getesteten Lichtgeräte. Bluephase (G1) wurde ebenfalls in Studie getestet und erreichte einen der höchsten durchschnittlichen Werte bei der Lichtintensität im Verhältnis zu den Herstellerangaben.

Gerät	Hersteller	Lichtintensität [mW/cm <sup>2</sup> ]		Durchschnittliche Lichtintensität im Verhältnis zu den Herstellerangaben Herstellerangaben = 100%
		Herstellerangaben	Gemessene Durchschnittswerte	
Bluephase	Ivoclar Vivadent	1100 (± 10%)	1066	96,9%
Smartlite PS	Dentsply	950	927	97,6%
Mini L.E.D.	Satelec	1250	872	69,8%
FlashLite 1401	Discus dental	1400	859	61,4%
Radii	SDI	1400	825	58,9%
L.E.Demetron 1	Kerr Hawe	1000	699	69,9%
Elipar Freelight 2	3M Espe	1000	602	60,2%
Translux Power Blue	Heraeus Kulzer	1000	513	51,3%
Elipar Freelight 1	3M Espe	400	231	57,7%

Tabelle 3: In der dentalen Praxis gemessene und vom Hersteller angegebene Lichtintensität von Polymerisationsgeräten C. P. Ernst et al. 2006<sup>26</sup>

Aus diesem Grund ist es empfehlenswert, die Lichtintensität von Polymerisationsgeräten regelmässig zu überprüfen. Jedoch herrscht unter Zahnärzten häufig mangelndes Bewusstsein über die Notwendigkeit einer regelmässigen Wartung und der Überprüfung der Lichtintensität von Lichtgeräten.<sup>25</sup>

Die Lichtintensität kann mit Ulbricht-Kugeln oder einem handelsüblichen Radiometer wie z.B. dem Bluephase Meter II von Ivoclar Vivadent gemessen werden.

### 1.7.1 Ulbricht-Kugel

Die Ulbricht-Kugel ist ein teures, aber anerkanntes physikalisches Messgerät für die exakte Bestimmung der absoluten Lichtintensität von Polymerisationsgeräten. Sofern das Messinstrument regelmässig kalibriert wird, kann eine Genauigkeit von +/- 5% erreicht werden. Da die Ulbricht-Kugel die Lichtleistung als absoluten Wert in mW misst, wird die Lichtintensität in mW/cm<sup>2</sup> mittels Definition des Lichtaustrittsbereichs oder des jeweiligen Durchmessers des Lichtleiters bestimmt. Dieser Bereich muss für jedes Lichtgerät individuell gemessen werden. Der Referenzwert ist der tatsächlich lichterzeugende, interne Durchmesser des Lichtleiters, der mit einer handelsüblichen Schublehre gemessen werden kann. Diese Messung ist jedoch fehleranfällig und kann durch den exponentiellen Einfluss des Nenners im Quadrat (d.h. cm<sup>2</sup>) zu wesentlichen Abweichungen bei der Bestimmung der Lichtintensität führen.

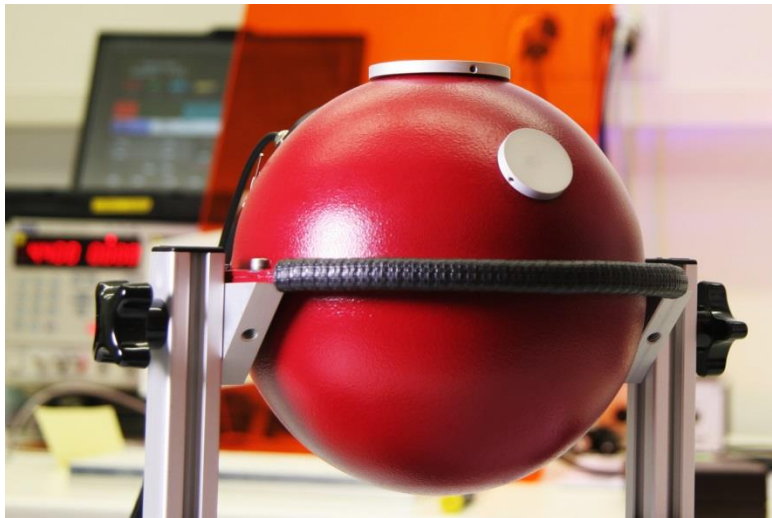


Abb. 9: Ulbricht-Kugel zur Messung der Lichtleistung

### 1.7.2 Radiometer

Mit handelsüblichen Radiometern ist eine ungefähre Messung der Lichtintensität möglich. Diese Radiometer können nicht kalibriert werden und liefern deshalb auch keine präzisen Resultate. Somit eignen sich konventionelle Radiometer primär dazu, in Zahnarztpraxis und Dentallabor die Intensitätsabnahme von Lichtgeräten im Laufe der Zeit zu kontrollieren, sodass Anwender rechtzeitig reagieren können, wenn die notwendige Lichtintensität nicht mehr erreicht wird. Der Durchmesser der Lichtmesszelle muss ausserdem mit jenem des Lichtleiters übereinstimmen. Bei kleineren Lichtleitern werden andernfalls zu niedrige Werte gemessen, da das Gerät das einfallende Licht im Verhältnis zum Durchmesser der Lichtmesszelle berechnet. Im Gegensatz dazu ist die Lichtintensität bei grösseren Lichtleitern tendenziell zu hoch, da die Lichtintensität nicht gleichmässig über das Lichtaustrittsfenster verteilt sein kann, sondern z. B. vom Zentrum in Richtung Rand abnimmt. Die unterschiedliche Abstrahlcharakteristik der verschiedenen Lichtleiter beeinträchtigen aufgrund des Abstands zwischen Lichtleiter und Sensor zusätzlich die gemessenen Werte.





Abb. 10: Verschiedene handelsübliche Radiometer

Konventionelle Radiometer sind nützlich als Schnelltest, um die Polymerisationsgeräte in der zahnärztlichen Praxis und im Labor regelmässig zu kontrollieren. Unter Beachtung der erwähnten Einschränkungen sind diese Radiometer somit auch für einen Vergleich verschiedener Polymerisationsgeräte geeignet. Aufgrund der unterschiedlichen Durchmesser der Lichtleiter, die bei derzeitigen Lichtgeräten zwischen circa 5 und 13 mm variieren können, sind herkömmliche Radiometer aber generell nicht dafür geeignet, die absolute Lichtintensität zu bestimmen.

### **Bluephase Meter II**

Bluephase Meter II ist ein kleines, handliches Radiometer zur Bestimmung der Lichtintensität von dentalen Polymerisationsgeräten aller Art. Im Vergleich zu konventionellen Radiometern wird ein neuartiges Messprinzip verwendet, das eine bis dato nie erzielte Messgenauigkeit mit einer Toleranz von (max.)  $\pm 10\%$  im Vergleich zu Messwerten einer kalibrierten Ulbricht-Kugel ermöglicht.

Die Handhabung erfolgt dabei in drei einfachen Schritten: zunächst wird der Durchmesser des verwendeten Lichtleiters mittels integrierter Schablone bestimmt und am Radiometer eingestellt. Durch die Belichtung des Sensors erfolgt anschliessend die vollautomatische Messung der Lichtintensität in  $\text{mW}/\text{cm}^2$  oder wahlweise in  $\text{mW}$ . Dank der breitbandigen Messung im Wellenlängenbereich von 380-550nm kann Bluephase Meter II ausserdem universell für alle Arten von Polymerisationsgeräten eingesetzt werden, z.B. Halogen, Plasma, LED, etc.



Abb. 11: Bluephase Meter II

Die Genauigkeit des Bluephase Meter II wurde in einigen Studien analysiert, auf die in Kapitel 4.7. eingegangen wird.



## 2. Bluephase® Style-Linie – Die kleinste LED für jeden Einsatz

Die Polymerisationsgeräte der Bluephase Style-Linie sind elegante, kompakte LED-Geräte, die energiereiches Blaulicht erzeugen. Dank der schlanken, leichten und ergonomischen Form liegen diese Geräte optimal in jeder Frauen- und Männerhand. Bluephase Style-Geräte sind sowohl für die Aushärtung von Composites, als auch von Adhäsiven geeignet (Anwendung im pulpanahen Bereich).

### 2.1 Bluephase® Style

Das Polymerisationsgerät Bluephase Style verfügt über die von Ivoclar Vivadent eigens entwickelte "Polywave"-Technologie und bietet ab sofort eine Lichtintensität von 1'200 mW/cm<sup>2</sup>, d.h. 10% mehr als bislang. Zudem ist Bluephase Style jetzt auch in einer grünen Farbvariante erhältlich.



Abb. 12: Bluephase Style – Polymerisationsgerät mit Polywave LED, erhältlich in den Farben Grau, Pink, Blau und Grün

Wie bereits in Kapitel 1 erwähnt, konnten in der Vergangenheit (grösstenteils vor 2008) nur Composites die den Photoinitiator Campherchinon enthielten mit konventionellen LED-Geräten ausgehärtet werden, d.h. mit Polymerisationsgeräten der ersten und zweiten Generation. Aufgrund des eingeschränkten Wellenlängenbereichs waren andere Initiatorsysteme wie Acylphosphinoxid, z.B. Lucirin TPO, kontraindiziert. Dies stellte einen grossen Nachteil gegenüber den früheren Halogen-Lampen dar. Angesichts des Erfolgs von LED-Geräten haben viele Dentalhersteller dieses Thema aufgegriffen und die Zusammensetzung ihrer Composites modifiziert, was in einigen Fällen zu Beeinträchtigungen der Ästhetik oder der Lagerbeständigkeit führte.

Im Gegensatz dazu wurde mit der Entwicklung der Polywave-Technologie jedoch erstmals das LED-Gerät selbst modifiziert. Mit dem Einbau von zwei blauen LEDs und einer violetten LED (siehe Abb. 13) verfügt das Polymerisationsgerät so über ein zweites Emissionsmaximum bei etwa 410 nm, zusätzlich zum, üblichen Maximum bei etwa 470 nm. Insgesamt deckt die Polywave-LED von Bluephase Style damit das gesamte Wellenlängen-Spektrum zwischen 385 und 515 nm ab.

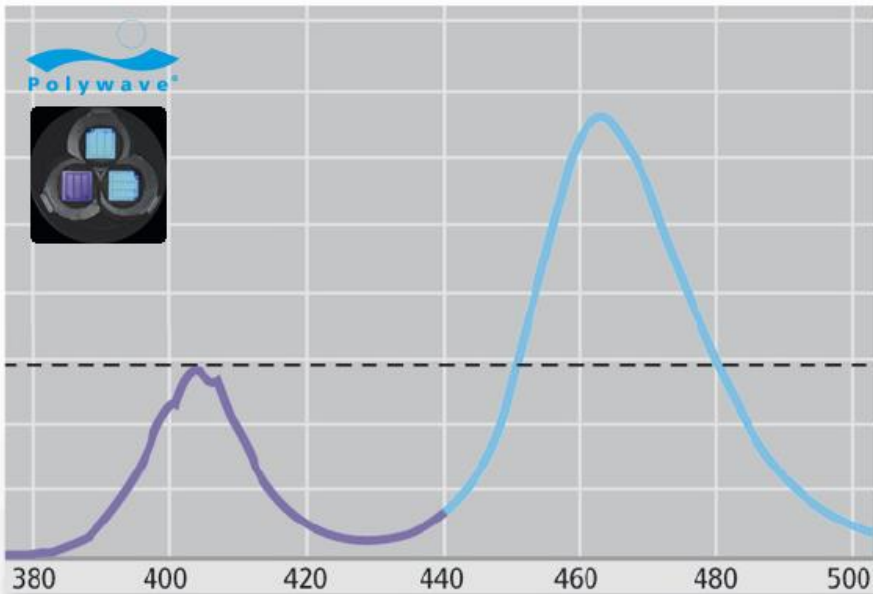


Abb. 13: Das Wellenlängenspektrum der Polywave-Technologie (blaue und violette LEDs)

Dieses Emissionsspektrum ist dem wirksamen Wellenlängenbereich von Halogen-Lampen sehr ähnlich und kann deshalb universell für alle Composites und Photoinitiatorsysteme verwendet werden.

### Wellenlängenspektrum

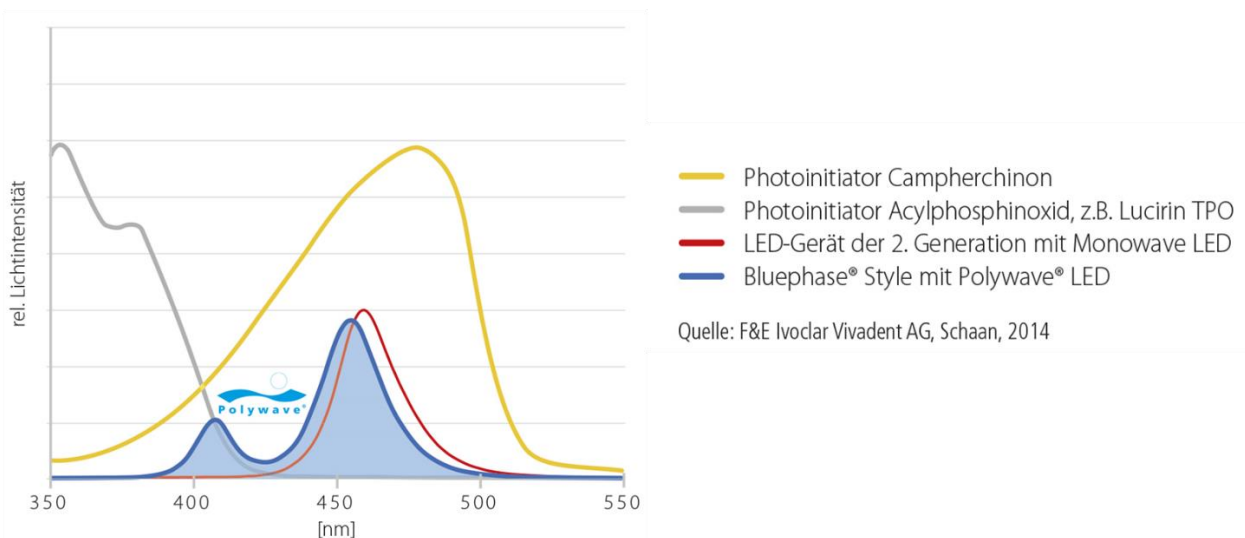


Abb. 14: Diagramm des Wellenlängenbereichs, des zweiten Emissionsmaximums sowie der Lichtleistung von Bluephase Style im Vergleich zu den Photoinitiatoren Campherchinon und Acylphosphinoxid.

Bluephase Style verfügt über einen autoklavierbaren, parallelen Lichtleiter mit verkürzter Spitze. Der grosse Durchmesser von 10 mm ermöglicht die Aushärtung von grossflächigen Restaurationen in nur einem Schritt, d.h. aufwändige Mehrfachbelichtungen sind oft nicht mehr nötig. Die parallelwandige Bauform reduziert den unvermeidlichen Verlust der Lichtintensität, wenn der Abstand zur belichteten Oberfläche zunimmt (siehe Kapitel 1.6.2). Zudem kann der Lichtleiter für eine gute Zugänglichkeit zu den restaurierten Bereichen um 360° rotiert werden.



Abb. 15: Aushärtung in nur einem Schritt ist dank des 10 mm Lichtleiters möglich

Sollte der Akku leer sein, gewährleistet der optionale Netzbetrieb durch die Click & Cure-Funktion ein kontinuierliches Arbeiten ohne Unterbrechung.

## 2.2 Bluephase® Style 20i

Bluephase Style 20i ist ein kabelloses Hochleistungs-Polymerisationsgerät mit einer Lichtintensität von bis zu 2'000 mW/cm<sup>2</sup>. Wie Bluephase Style verfügt Bluephase Style 20i über die „Polywave-Technologie“ und eignet sich somit für die schnelle Polymerisation aller lighthärtenden Dentalmaterialien in einem Wellenlängenbereich von 385 – 515 nm.



Fig. 16: Bluephase Style 20i

Das Gerät kann je nach Indikation im HIGH- ( $1'200 \text{ mW/cm}^2$ ) oder TURBO-Modus ( $2'000 \text{ mW/cm}^2$ ) verwendet werden. Im TURBO-Modus lassen sich Dentalmaterialien effizient in nur 5 Sekunden aushärten. Im Gegensatz zu Bluephase Style verfügt Bluephase Style 20i über einen sich von  $10 > 8 \text{ mm}$  leicht verjüngenden Lichtleiter, der das Licht fokussiert und so die Lichtintensität des Gerätes erhöht. Das Turbo-Programm ist besonders für die Lichthärtung von Befestigungszementen durch indirekte Restaurationen hindurch prädestiniert, da die Intensität des Lichtes, das auf den Befestigungszement trifft, je nach Materialstärke, Farbe und Opazität der indirekten Restauration unterschiedlich reduziert wird.



Abb.17: Benutzungsoberfläche von Bluephase Style 20i mit HIGH- und TURBO-Modus

Sollte die Batterie leer sein, ermöglicht die Click & Cure-Funktion des Lichtgerätes ein unterbrechungsfreies Weiterarbeiten dank Netzbetrieb.

### 2.3 Bluephase® Style M8

Bluephase Style M8 nutzt im Vergleich zu Bluephase Style die veraltete Monowave-Technologie der 2. LED-Generation und hat eine niedrigere Lichtintensität von  $800 \text{ mW/cm}^2$  für Belichtungszeiten von 15 Sekunden. Das Polymerisationsgerät eignet sich für die Aushärtung gängiger Dentalmaterialien im Wellenlängenbereich von  $430 - 490 \text{ nm}$ . Analog Bluephase Style nutzt das kabellose LED-Gerät einen leistungsstarken Lithium-Polymer-Akku.



Abb. 18: Bluephase Style M8

### 3. Technische Daten




	 Bluephase® Style M8	 Bluephase® Style	 Bluephase® Style 20i
Lichtintensität	800 mW/cm <sup>2</sup> ± 10%	1200 mW/cm <sup>2</sup> ± 10%	2000 mW/cm <sup>2</sup> ± 10%
Jede Hand (Ergonomisches Design)	✓	✓	✓
Jedes Material (Wellenlängenbereich)	- (430 - 490 nm)	✓ (385 - 515 nm)	✓ (385 - 515 nm)
Jede Indikation (Min. 10 Minuten Dauerbetrieb)	✓	✓	✓ (HIGH POWER)
Jederzeit bereit (Click & Cure: optionaler Netzbetrieb)	-	✓	✓
Belichtungsprogramme HIGH POWER TURBO	800 mW/cm <sup>2</sup> -	1200 mW/cm <sup>2</sup> -	1200 mW/cm <sup>2</sup> 2000 mW/cm <sup>2</sup>
Belichtungszeit für ausgewählte Composites 2mm Tetric EvoCeram 4mm Tetric EvoCeram Bulk Fill Tetric EvoFlow Bulk Fill	15 Sek. 15 Sek.	10 Sek. 10 Sek.	5 Sek. 5 Sek.
Lichtleiter	10 mm/parallel, schwarz verkürzte Spitze		10 > 8 mm/verjüngt, schwarz, verkürzte Spitze
Stromversorgung	Lithium-Polymer-Akku Kapazität: Ca. 20 Minuten Ladezeit: Ca. 2 Stunden		
Gewicht Handstück	120 g (inkl. Akku und Lichtleiter)		
Abmessungen Handstück (ohne Lichtleiter)	L= 180 mm, B = 30 mm, H = 30 mm		
Gewicht Ladestation	195 g		
Abmessungen Ladestation	D = 125 mm, H = 70 mm		
Garantie	2 Jahre (Akku: 1 Jahr)	3 Jahre (Akku: 1 Jahr)	

Tabelle 4: Technische Daten zu Bluephase Style M8, Bluephase Style und Bluehase Style 20i

## 4. Ergebnisse aus externen und internen Studien

### 4.1 Aushärtung von Composites

Die Hauptindikation von Lichtgeräten ist die Polymerisation von Composite-Restaurationsmaterialien. Die Durchhärtungstiefe hängt von einer Reihe von Parametern ab, wovon die Lichtintensität der wichtigste ist (siehe Kapitel 1.6.1).

Ob die Lichthärtung von Composites ausreichend ist, kann durch die Untersuchung verschiedener Eigenschaften des polymerisierten Materials verifiziert werden. Composites verändern während der Polymerisation ihre Härte, die Biegefestigkeit sowie das Elastizitätsmodul. Die Durchhärtungstiefe von Composites (siehe Kapitel 1.4.1) steht im direkten Zusammenhang mit der Lichtleistung des Polymerisationsgeräts. Mit spektroskopischen Methoden (z.B. Infrarot-Spektroskopie) kann die chemische Umwandlung des verwendeten Monomers bestimmt werden.

### **Bewertung von sechs LED-Geräten zur Aushärtung von zwei Composites bei einem Abstand von 4 und 8 mm zur Spitze des Lichtleiters. R. Price, Dalhousie University, Halifax, Canada**

Die Aushärtung von Composites kann durch eine Härtemessung des Composites nach der Polymerisation bestimmt werden. In der nachfolgenden Untersuchung hat Dr. Price die Durchhärtungstiefe von zwei unterschiedlichen Composites nach Aushärtung mit verschiedenen Polymerisationsgeräten getestet. Als Composites wurden Tetric EvoCeram A3 und Tetric EvoCeram Bleach M gewählt. A3 ist die Standardfarbe, während die Farbe Bleach zusätzliche Trübungsmittel (Opaker) enthält, welche ebenfalls die Durchhärtungstiefe beeinflussen können. In weissen Delron-Ringen wurden Prüfkörper mit 2 mm Dicke und einem Durchmesser von 6 mm hergestellt. Ein dünner Mylar-Streifen wurde auf die Ober- und Unterseite des Composites gelegt, um die Bildung einer Inhibitionsschicht zu verhindern. Die Composite-Prüfkörper wurden danach mit verschiedenen Polymerisationsgeräten gemäss den Belichtungszeiten nach Herstellerangabe belichtet. Nach der Polymerisation wurden die Prüfkörper während 24 Stunden in einem lichtdichten Behälter bei Raumtemperatur aufbewahrt. Danach wurden die Mylar-Streifen entfernt und in einem 4 x 4 mm grossen Quadrat an der Ober- und Unterseite jedes Prüfkörpers jeweils 25 Knoop-Mikrohärtemessungen mit 1 mm Abstand durchgeführt (5x5-Raster).

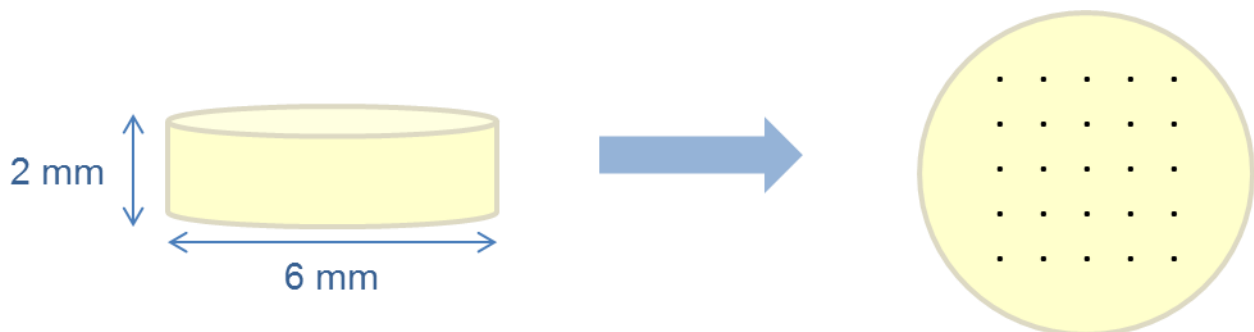


Abb. 19: Darstellung der Prüfkörperform mit Knoop-Mikrohärtemessungen.

Im klinischen Umfeld ist es häufig unvermeidbar, dass der Abstand zwischen Lichtleiter und dem zu härtenden Material recht gross ist. Oft überschreitet der Abstand dabei sogar eine Distanz von 5 mm. Deshalb wurden die Knoop-Härtewerte nach der Aushärtung mit einem Abstand von 4 mm und 8 mm vom Composite gemessen. In Abhängigkeit von der Abstrahlcharakteristik des Polymerisationsgerätes und des Lichtleiters kann die Lichtintensität mit zunehmender Distanz vom auszuhärtenden Material dramatisch abnehmen. Die folgenden Diagramme zeigen die Knoop-Härtewerte (von der Unterseite der Prüfkörper) nach Aushärtung der Composites mit einem Abstand von 4 mm (Abb. 20) und 8 mm (Abb. 21).

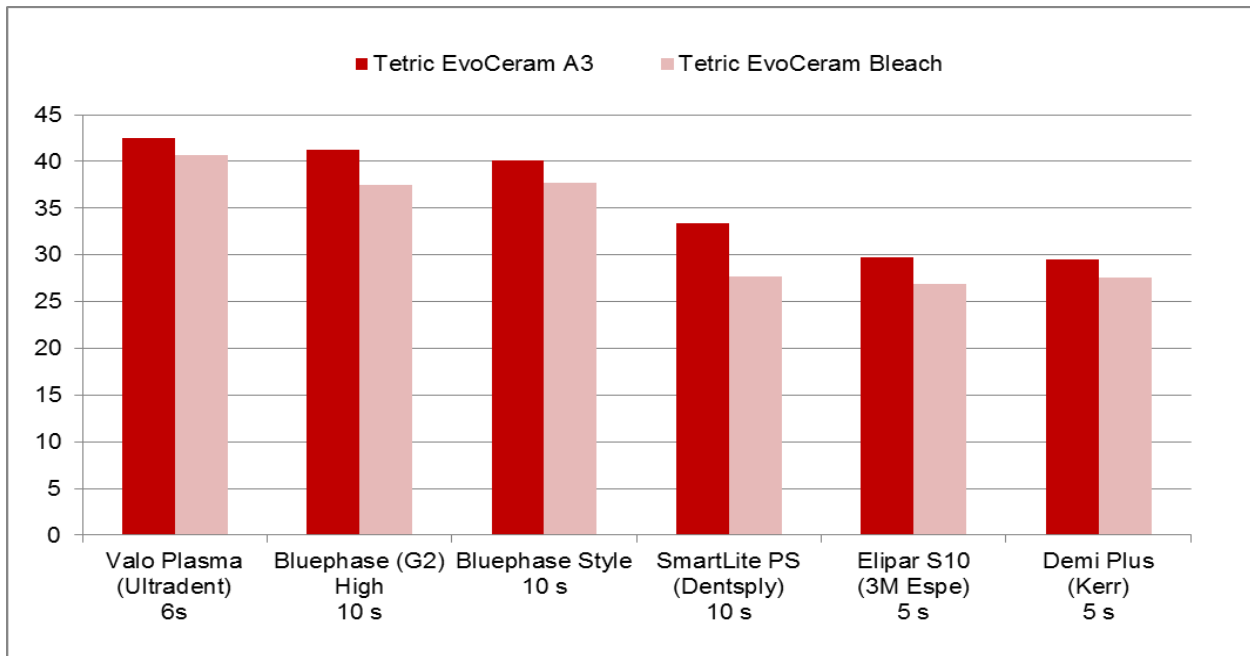


Abb. 20: Knoop-Härtewerte von der Unterseite des Prüfkörpers nach Aushärtung mit verschiedenen LED-Geräten mit einem Abstand von **4 mm**. R. Price, Dalhousie University Halifax, Mai 2011.

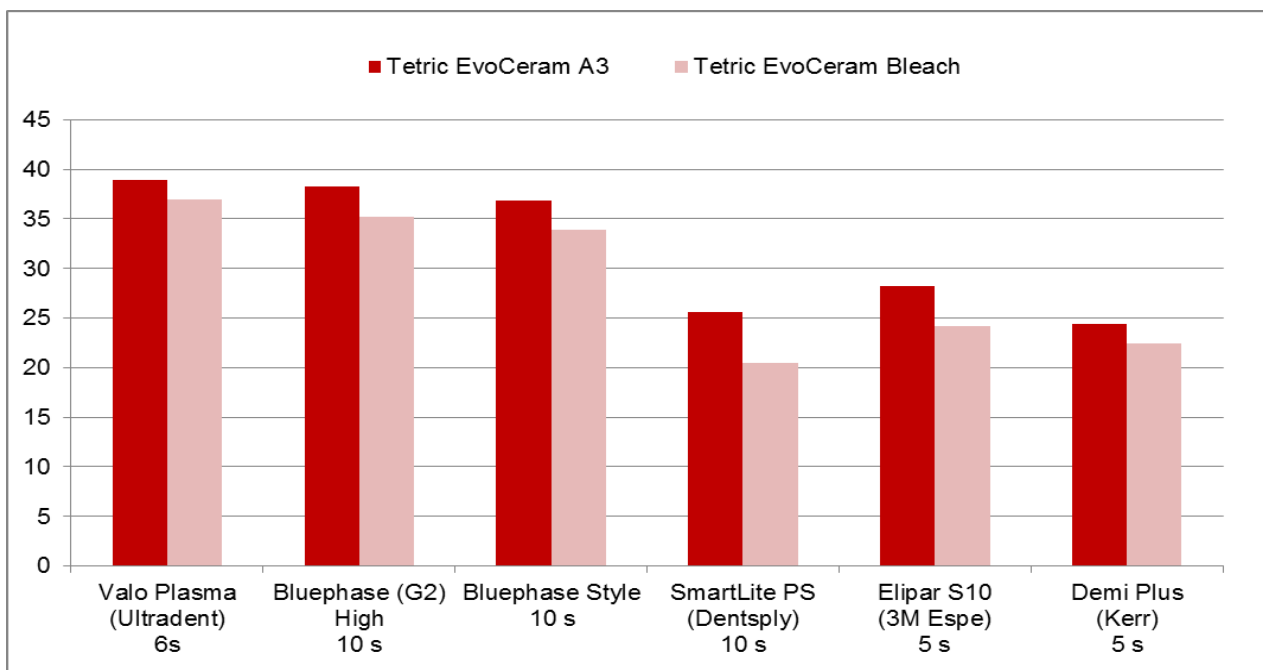


Abb. 21: Knoop-Härtewerte von der Unterseite des Prüfkörpers nach Aushärtung mit verschiedenen LED-Geräten mit einem Abstand von **8 mm**. R. Price, Dalhousie University Halifax, Mai 2011.

Die Lichtintensitäten der verwendeten Lichtgeräte sind unten aufgelistet, zusammen mit der Belichtungszeit (gemäss Herstellerangaben) sowie die resultierende Lichtintensität gemäss "Total-Energy"-Konzept.

	Valo Plasma (Ultradent)	Bluephase G2 High	Bluephase Style	SmartLite PS (Dentsply)	Elipar S10 (3M ESPE)	Demi Plus (Kerr)
Lichtintensität des Polymerisationsgeräts mW/cm <sup>2</sup>	3'200	1'200	1'100*	950	1'200	1'100 – 1'300
Belichtungszeit in Sek.	6	10	10	10	5	5
Dosierung (mWs/cm <sup>2</sup> )	19'200	12'000	11'000	9'500	6'000	6'500

Tabelle 5: Lichtintensitäten, Belichtungszeit und die sich daraus ergebende Dosierung der getesteten Polymerisationsgeräte; R. Price, Dalhousie University Halifax, Mai 2011.

\* Bluephase Style ältere Version mit 1'100 mW/cm<sup>2</sup>

Die Resultate zeigten, dass Bluephase Style und Bluephase (G2) die Composites gleich oder sogar besser aushärteten als andere handelsübliche Geräte. Die Polywave-Geräte (Valo, Bluephase Style und Bluephase G2) härteten zudem die beiden Composites besser aus, als die Monowave-Geräte (Smartlite, PS, Elipar S10 und Demi Plus). Die Knoop-Härtewerte waren wie erwartet leicht niedriger wenn die Materialien mit einem grösseren Abstand vom Material belichtet wurden, d.h. bei 8 mm Entfernung im Vergleich zu 4 mm. Valo war in dieser Studie das einzige kabelbetriebene Gerät.

### Durchhärtungstiefe von Tetric EvoCeram Bulk Fill ausgehärtet mit Bluephase (G2) und Bluephase Style im Vergleich mit anderen Composites. A. Rzanny, M Facht, Universitätsklinikum Jena, Deutschland, 2012

**Ziel:** Untersuchung der Leistung und Eignung von Bluephase Style im Vergleich zu Bluephase (G2) basierend auf der erzielten Durchhärtungstiefe von verschiedenen Composites.

**Methoden:** Die Durchhärtungstiefe des konventionellen Composites Tetric EvoCeram (A3) sowie den Bulk-Fill-Composites Tetric EvoCeram Bulk Fill (IVA) und Venus Bulk Fill (Universal) wurde nach 10 Sekunden Belichtung mit Bluephase (G2) oder Bluephase Style mit einem Penetrometer bestimmt. Ausserdem wurden die Vickershärte-Werte bestimmt.

### Durchhärtungstiefe

Es wurden Prüfkörper mit einem Durchmesser von 6 mm und einer Höhe von 10 mm hergestellt und innerhalb von 10 Sekunden mit einem der beiden Polymerisationsgeräte ausgehärtet. Die Länge des ausgehärteten Bereichs wurde sofort nach der Polymerisation berechnet. Die Dicke des unausgehärteten Materials an der Unterseite wurde mit einem Penetrometer (AP4/3 Feinmess Dresden) gemessen. Die Differenz wurde anschliessend durch zwei geteilt (gemäss Anforderungen von DIN EN ISO 4049).



## Vickershärte

Jedes Composite wurde in eine 4 mm hohe und 8 mm breite Teflon-Form appliziert. Die Ober- und Unterseite wurden mit einer Folie abgedeckt. Der Lichtleiter des jeweiligen Polymerisationsgerätes wurde anschliessend direkt auf die Folie aufgesetzt und die Composites 10 Sekunden lang ausgehärtet. Die Vickershärte an der Ober- und Unterseite des Prüfkörpers wurde mit Hilfe einer Zwick 3212-Maschine (5 kg Belastung/20 Sekunden bei 23°C) direkt nach der Polymerisation, nach 24 Stunden und nach 7 Tagen berechnet.

## Ergebnisse

### Durchhärtungstiefe (nach ISO 4049)

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Polymerisationsgeräten für die Composites. Die Durchhärtungstiefen (ca. 5 mm) der beiden Bulk-Fill-Composites Tetric EvoCeram Bulk Fill und Venus Bulk Fill übertrafen klar die Herstellerangaben der zulässigen Inkrementschichtstärke (4 mm). Tetric EvoCeram ist kein Bulk-Fill-Composite und ist für Schichten bis 2 mm freigegeben.

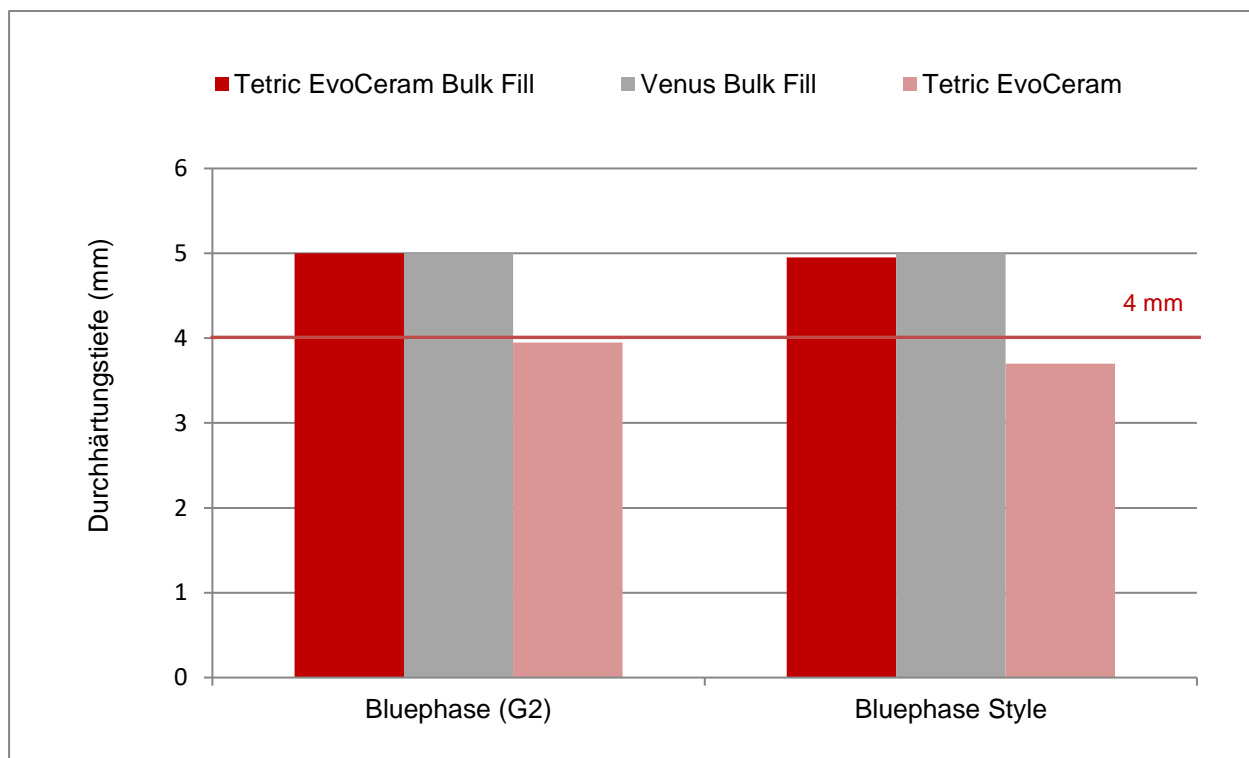


Abb. 22: Durchhärtungstiefe von Tetric EvoCeram Bulk Fill, Tetric EvoCeram und Venus Bulk Fill ausgehärtet mit Bluephase G2 und Bluephase Style für 10 Sekunden. A Rzanny et al, Universitätsklinikum Jena, 2012

## Vickershärte

Die Resultate für die Vickershärte von Tetric EvoCeram Bulk Fill (in 4 mm Inkrementen) übertrafen alle den notwendigen Wert von 80%. Bei der Aushärtung mit Bluephase (G2) war der Wert 87.6% nach 24 Stunden und 83.6% nach 7 Tagen. Bei der Aushärtung mit Bluephase Style erreichte die Vickershärte 80.3% nach 24 Stunden und 87.5% nach 7 Tagen.

**Schlussfolgerung:** Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass sowohl Bluephase G2 als auch Bluephase Style gleichermassen für die Polymerisation der drei untersuchten Composites geeignet sind.

#### 4.1.1 Aushärtung von verschiedenen Initiator-Systemen

Auf Grund der steigenden Marktanteile von LED-Polymerisationsgeräten, die nur ein schmales Spektrum um ca. 470 nm abdeckten, enthielten die meisten Composite-Rezepturen Campherchinon als Initiator. Der Nachteil von Campherchinon ist jedoch die intensive gelbe Eigenfarbe, welche erst während der Polymerisation reduziert wird. Die Farbe der unpolymerisierten Paste und jene des ausgehärteten Composites können grosse Unterschiede aufweisen. Ausserdem können Zersetzungsprodukte im Composite die Restauration mit der Zeit dunkler werden lassen. Dies kann ein ästhetisches Problem darstellen, insbesondere im Frontzahnbereich. Neue Composites und auch bleachfarbene Composites können campherchinon-reduziert oder sogar campherchinon-frei sein. Letztere enthalten immer mehr neue Photoinitiatoren, wie beispielsweise Ivocerin.

Bluephase Style ist in der Lage alle gegenwärtig in der Zahnheilkunde verwendeten Photoinitiatoren zu aktivieren, wie in der unterstehenden Studie beschrieben.

#### Biegefestigkeit

In einer internen Untersuchung wurden Prüfmuster aus Composite-Rezepturen auf der Basis von Tetric Ceram hergestellt, die unterschiedliche Anteile von Initiatoren enthielten (siehe Tabelle 6).

	% Campherchinon (CQ)	% Acylphosphinoxid Z. B. Lucirin TPO	% Phenylpropandion (PPD)
<b>Composite 1</b>	0,3%		
<b>Composite 2</b>	0,15%	0,4%	
<b>Composite 3</b>		0,8%	
<b>Composite 4</b>	0,15%		0,15%
<b>Composite 5</b>			0,3%

Tabelle 6: Experimentelle Composite-Formulierungen mit unterschiedlichen Anteilen von Initiatoren in der Monomermischung

Die fünf Composite-Typen wurden mit drei verschiedenen Polymerisationsgeräten ausgehärtet. Das untenstehende Diagramm zeigt die Resultate der Lichthärtung mittels Biegefestigkeit. Die experimentellen Formulierungen wurden mit Bluephase (G2) (enthält die gleichen LEDs wie Bluephase Style), dem Bluephase Vorgängermodell und mit dem Halogengerät Astralis 10 getestet. Die Prüfmuster 25 x 2 x 2 mm wurden mit jedem Gerät 2 x 20 Minuten lang belichtet.

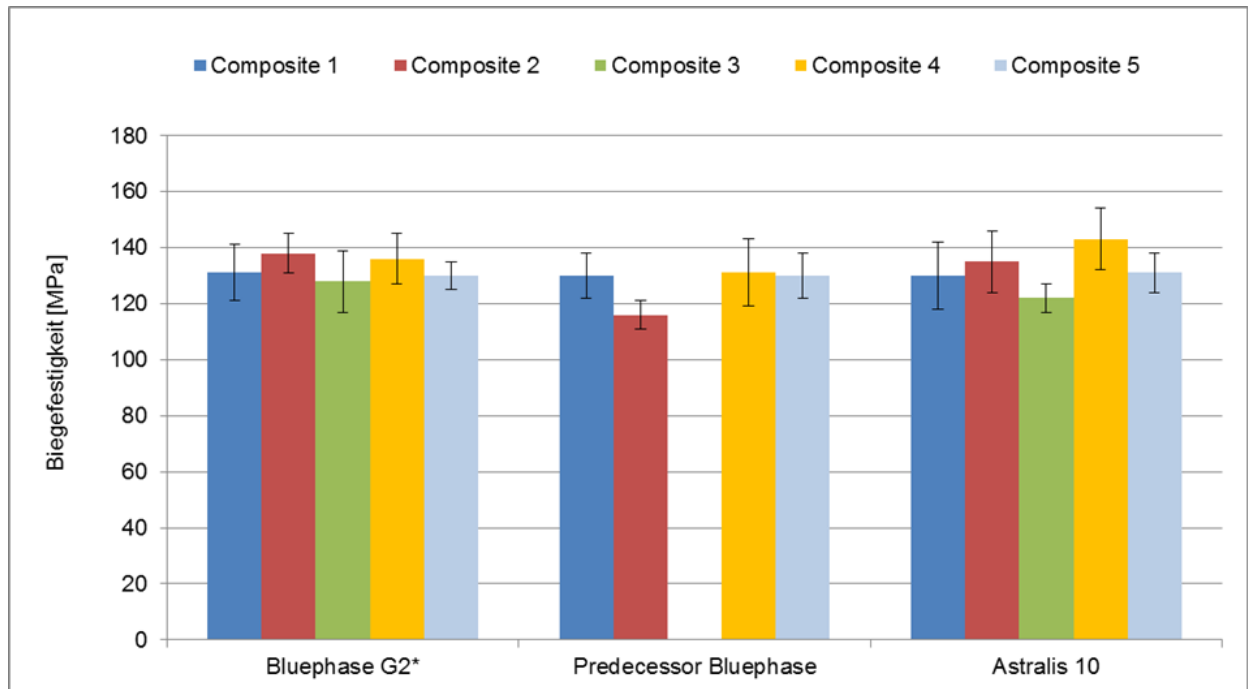


Abb. 23: Biegefestigkeit von verschiedenen experimentellen Composite-Formulierungen (1-5) mit unterschiedlichem Initiatorgehalt (siehe Tabelle 6) nach 20 s Aushärtung mit Bluephase (G2), dem Bluephase Vorgängermodell und dem Halogengerät Astralis 10, *F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Januar 2008*

Wie in Abbildung 23 gezeigt ermöglicht das breite Spektrum von Bluephase (G2) eine hinreichende Polymerisation (auf Basis der Biegefestigkeit) von campherchinon-reduzierten (Composites 2 und 4) und campherchinon-freien Formulierungen (Composites 3 und 5).

Im Vergleich dazu war das Bluephase Vorgängermodell mit einem schmaleren Spektrum nicht in der Lage, das Composite 3 auszuhärten, welches nur Acylphosphinoxid (z.B. Lucirin TPO) als Lichtinitiator enthielt. Ähnlich wie das Halogen-Gerät Astralis 10, war das Breitband-LED-Gerät Bluephase (G2) fähig, alle getesteten Composites auszuhärten.

Da die verwendeten LEDs in Bluephase Style baugleich sind mit jenen in Bluephase (G2) kann angenommen werden, dass mit Bluephase Style äquivalente Ergebnisse erzielt werden.

### Aushärtung von Tetric EvoCeram Bulk Fill mit dem Photoinitiator Ivocerin

Es wurden interne Untersuchungen mit Tetric EvoCeram Bulk Fill und Bluephase Style durchgeführt. Dabei wurde für die Aushärtung der Lichtleiter einerseits direkt auf das Composite aufgelegt und andererseits ein Abstand von 8 mm zum auszuhärtenden Material eingehalten. Das folgende Diagramm und die dazugehörigen Daten zeigen den Prozentsatz der Vickershärte der Unter-/Oberseite (bei verschiedenen Tiefen zwischen 0 und 5.5 mm) für Tetric EvoCeram Bulk Fill in der Farbe IVA nach 10 Sekunden Aushärtung mit Bluephase Style.

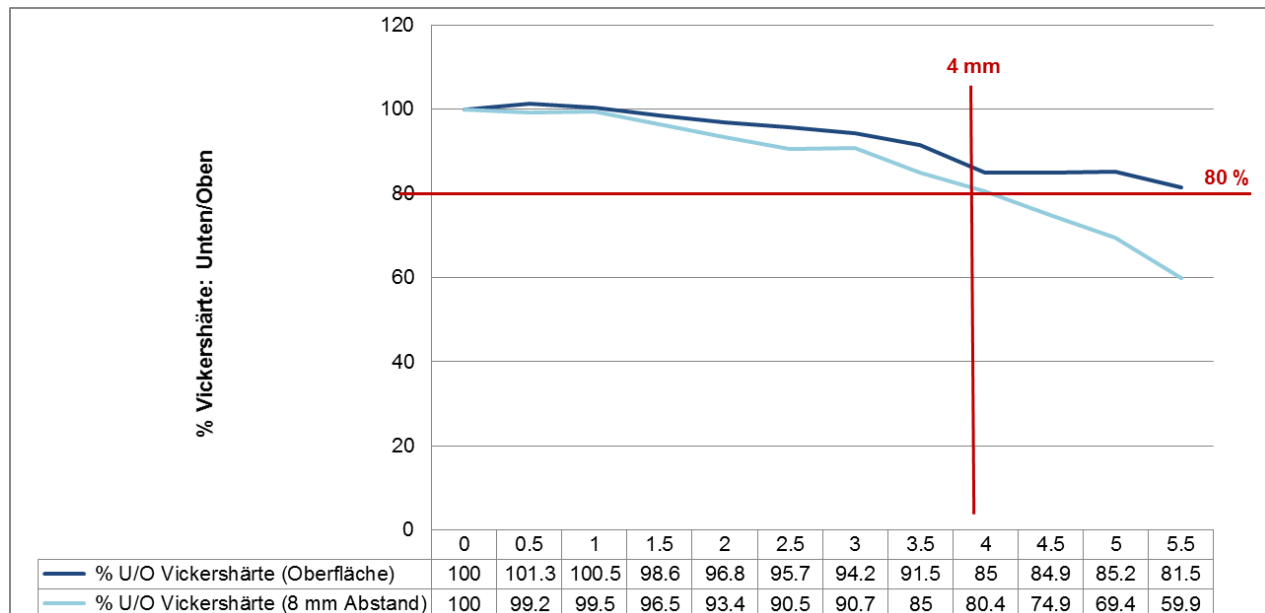


Abb. 24: % Vickershärte der Unter-/Oberseite (U/O) in verschiedenen Tiefen von Tetric EvoCeram Bulk Fill nach 10 Sekunden Aushärtung mit Bluephase Style. *F&E Schaan, August 2011*

Das Diagramm zeigt, dass das 4 mm Composite-Inkrement erfolgreich ausgehärtet wurde, selbst wenn der Lichtleiter mit einem Abstand von 8 mm zur Composite-Oberfläche gehalten wurde. Das Unterseite-/Oberseite-Verhältnis der Vickershärte betrug 85%, (in 4 mm Tiefe) wenn der Lichtleiter direkt an die Composite-Oberfläche gehalten wurde und 80.4% bei einem Abstand von 8 mm.

#### 4.2 Aushärtung von Adhäsiven

Eine unvollständige Aushärtung von Adhäsiven führt zur Schwächung der Scherhaftkraft auf Schmelz und Dentin. Wie bei Composites wird auch bei Adhäsiven vielfach Campherchinon verwendet. Es ist jedoch in sehr sauren Rezepturen allmählichen chemischen Veränderungen ausgesetzt - was insbesondere für die populärer werdenden selbstätzenden Adhäsive ein Problem darstellt. Dieses Problem wird meist durch Verwendung grösserer Anteile des Initiators Campherchinon umgangen, oder durch die Verwendung von säureresistenten Initiatoren, wie Acylphosphinoxid, z.B. Lucirin TPO. Wie im Falle der Campherchinon-freien Composite-Füllungsmaterialien, ermöglichen die Polymerisationsgeräte der 3. LED-Generation mit breitbandigem Wellenlängenspektrum ebenfalls die ausreichende Aushärtung von Campherchinon-freien Adhäsivformulierungen.

### Scherhaftwerte von Adhäsiven

Eine interne Studie untersuchte die Verbundwerte von Excite F, Syntac und AdheSE One F nach der Aushärtung mit Bluephase (G2) und Bluephase Style. Excite F und Syntac sind konventionelle "Etch-and-Rinse" Adhäsive, während AdheSE One F selbstätzend ist.

Tetric EvoCeram wurde hierbei in zwei Schichten aufgetragen, wobei diese jeweils für 40 Sekunden belichtet wurden. Beim Einsatz des Polymerisationsgeräts Bluephase (G2) wurde der Low Power-Modus zur Aushärtung des Adhäsivs verwendet. Die Prüfkörper wurden vor der Haftmessung für 24 h bei 37 °C in Wasser gelagert.

Die Haftwerte von Adhäsiven auf Dentin und Schmelz nach der Aushärtung mit Bluephase Style und Bluephase (G2) im Low Power-Modus nach derselben Aushärtungszeit (10 Sekunden) waren vergleichbar. Abbildung 23 zeigt, dass beide Polymerisationsgeräte verschiedene Arten von Adhäsiven wirkungsvoll ausgehärtet haben.

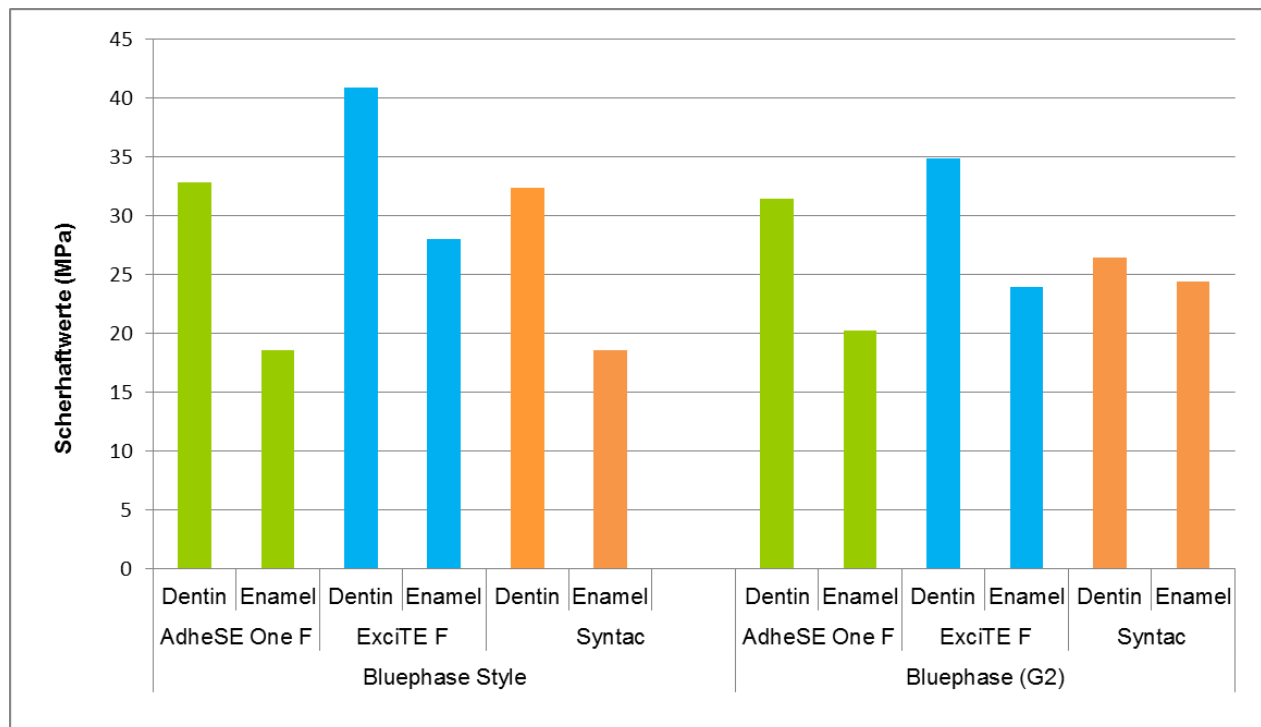


Abb. 25: Vergleich von Scherhaftwerten von AdheSE One F, Excite F und Syntac auf Dentin und Schmelz nach Aushärtung mit Bluephase Style und Bluephase (G2), *F&E, Ivoclar Vivadent, Schaan 2010*

### 4.3 Aushärtung durch Keramik

Licht- und dualhärtende Composites werden für die adhäsive Befestigung von indirekten Restaurationsmaterialien verwendet. Die adhäsive Befestigung mit Composites ist insbesondere empfohlen für Vollkeramikrestorationen auf der Basis von Glaskeramikmaterialien. Aufgrund der Opazität dieser Materialien ist die Menge des Lichts, welches das Adhäsiv-Composite tatsächlich erreicht, beträchtlich reduziert, weshalb die meisten Befestigungscomposites neben lichthärtenden Initiatoren auch selbsthärtende Initiatoren enthalten. Der selbsthärtende Katalysator enthält üblicherweise Amine, welche jedoch auf Dauer nicht lichtstabil sind und sich teilweise etwas verfärben. In klinischen Situationen in denen Ästhetik von hoher Bedeutung ist, wie im Frontzahnbereich, entscheiden sich Zahnärzte deshalb wohl eher nicht für ein selbsthärtendes Adhäsiv.

## Ilie N, Hickel R. Produktbewertung: Variolink Esthetic LC, Klinikum der Universität München, Ludwig Maximilians Universität, März 2015

**Ziel:** Evaluierung von Variolink Esthetic LC, einem rein lichthärtenden, permanenten adhäsiven Befestigungszement für Inlays, Onlays und Veneers, bei Lichthärtung mit Bluephase Style durch verschiedene Keramiken hindurch. Variolink Esthetic LC ist indiziert für die Befestigung von Restaurationen mit einer geringen Stärke von <2mm und mit ausreichender Transluzenz, wie beispielsweise IPS e.max HT. Für Polymerisationsgeräte wie Bluephase Style mit einer Lichtleistung von  $\geq 1'000\text{mW/cm}^2$  ist eine Aushärtungszeit von 10 Sekunden pro Millimeter Keramik und Segment indiziert. Folglich benötigt eine 2 mm dicke Keramikschicht eine Aushärtungszeit von 20 Sekunden pro Segment.

**Methoden:** Variolink Esthetic LC wurde in Kombination mit den Keramikmaterialien IPS Empress CAD (HT A2/V12) und IPS e.max CAD (HT A2/C14) in Schichten von 0, 0,5, 1, 1,5 und 2 mm untersucht. Jede Testgruppe enthielt 12 dünne Prüfkörper bestehend aus Variolink Esthetic LC. Der Befestigungszement wurde in einen Ring mit einer Höhe von 0.5 mm appliziert, mit einem dünnen, mit Keramik bedeckten Glasplättchen ( $150\mu\text{m}$ ) abgedeckt und durch das Keramikmaterial hindurch polymerisiert. Die mikromechanischen Eigenschaften wurden gemäss DIN 50359-1:1997-10 an der Oberfläche der Prüfkörper bestimmt und die Vickershärte-Werte hochgerechnet.

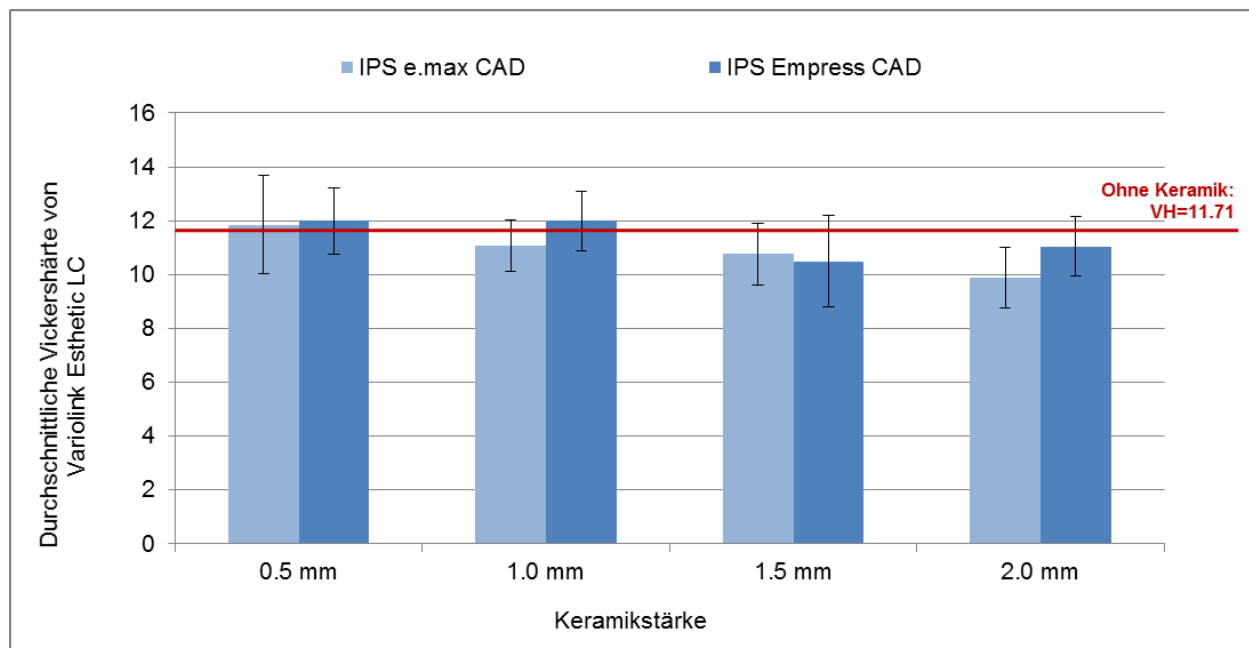


Abb. 26: Durchschnittliche Vickershärte von Variolink Esthetic LC nach 10s Aushärtung mit Bluephase Style durch IPS e.max CAD und IPS Empress CAD in verschiedenen Schichtstärken hindurch. Ilie N. Produktbeurteilung: Variolink Esthetic LC, März 2015

**Ergebnisse:** Das obige Diagramm zeigt die Vickershärte-Werte nach der 10-sekündigen Polymerisation von Variolink Esthetic LC mit Bluephase Style durch verschiedene Schichtstärken (0.5 mm bis 2 mm) von zwei Keramikmaterialien hindurch. Die Vickershärte (VH) nach der Aushärtung ohne Keramik ist durch die rote Linie bei 11.71 VH dargestellt. Eine leichte und generelle Abnahme der Vickershärte mit zunehmender Keramikstärke ist zu beobachten. Zwischen den beiden Keramiken gab es keine signifikanten Unterschiede bei 0.5 mm oder 1.5 mm. Bei 1.0 mm und 2 mm war der Unterschied jedoch signifikant. Hier zeigten die IPS Empress CAD-Prüfkörper die höheren Vickershärte-Werte. IPS Empress CAD (HT A2/V12) zeigt eine leicht höhere Transluzenz als IPS e.max CAD (HT A2/C14). Wie bereits erwähnt wird für eine Keramikstärke von 2 mm eine längere Aushärtungszeit von 20 Sekunden empfohlen. Hierfür wurden die Vickershärte-Werte ebenfalls berechnet. Das Ergebnis war 12.23 für IPS e.max CAD und 14.91 für IPS Empress CAD.

**Schlussfolgerung:** Zusammenfassend hat Bluephase Style durch beide Keramiken erfolgreich ausgehärtet.

### Lichtintensität durch Keramik mit Bluephase Style 20i

Die Reduktion der Lichtintensität bei verschiedenen Keramikmaterialien von Ivoclar Vivadent mit unterschiedlicher Opazität wurde mittels Bluephase Style 20i im TURBO-Modus untersucht. Die Reduktion der Lichtintensität variiert je nach Keramiktyp, Farbe, Opazität und Schichtstärke. Die Lichtintensität wurde bei Keramikprüfkörpern mit 1, 2 oder 3 mm mittels Ulbricht-Kugel gemessen.

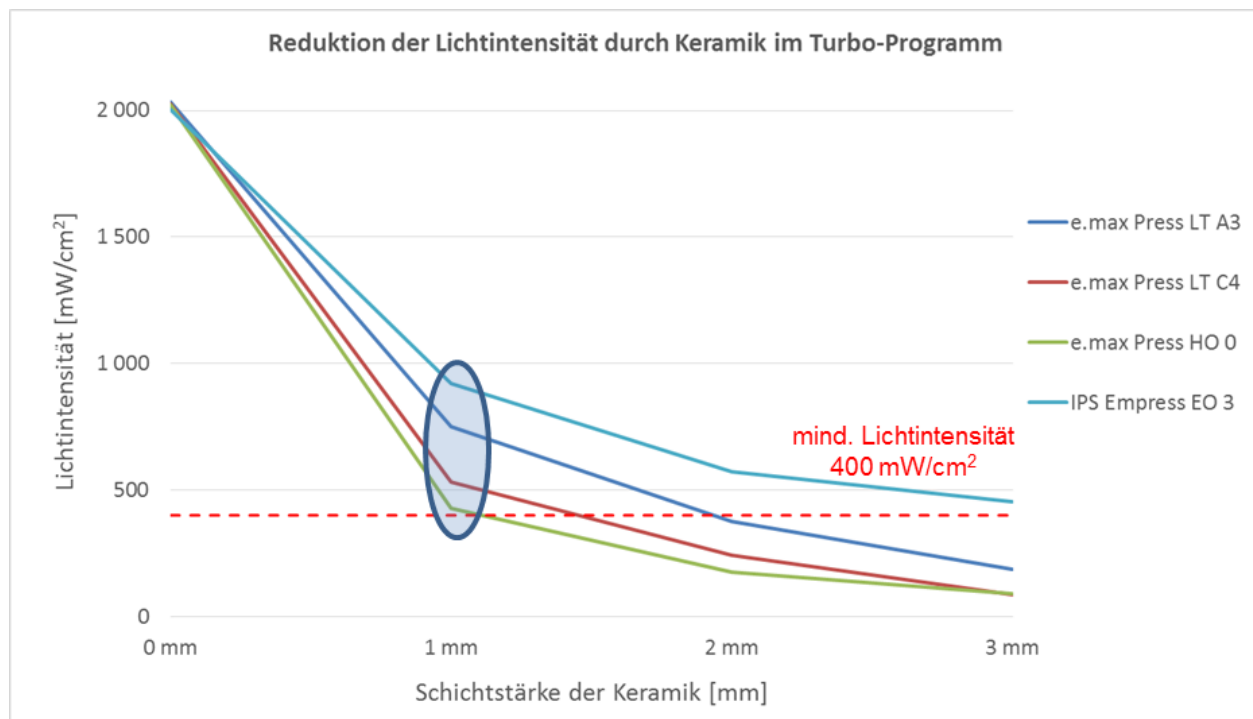


Abb. 27: Reduktion der Lichtintensität durch verschiedene Keramiken in Abhängigkeit von der Schichtstärke bei Verwendung von Bluephase Style 20i.

Die Grafik oben zeigt, dass die geprüften Keramiken, selbst bei einer Materialstärke von nur 1 mm, die initiale Lichtintensität (bei 0 mm) um 50-80 Prozent reduzieren. Wird also  $400 \text{ mW/cm}^2$  als minimale Lichtintensität für die Aushärtung von direkten Composite-Restorationen angesehen, liegt der Vorteil des Hochleistungs-Polymerisationsgerätes Bluephase Style 20i ( $2000 \text{ mW/cm}^2$ ) klar auf der Hand: die Lichtintensität liegt bei einer Materialstärke von 1 mm bei allen Materialien über der  $400 \text{ mW/cm}^2$ -Grenze.

#### 4.4 Wärmeentwicklung in der Nähe der Pulpa

Bluephase Style verfügt über eine Lichtintensität von  $1'200 \text{ mW/cm}^2$  ( $\pm 10 \%$ ) und Bluephase Style 20i über  $2'000 \text{ mW/cm}^2$  ( $\pm 10 \%$ ). Diese Lichtintensität generiert auch Wärme, die man spüren kann, wenn man sich den Lichtstrahl gezielt auf die Haut richtet. Es besteht vor allem bei der Pulpa-nahen Anwendung der Hochleistungsgeräte die Gefahr, dass die Temperaturentwicklung im Pulpacavum so hoch ist, dass das Gewebe irreversibel geschädigt wird.

Prof. Rueggeberg vom Medical College of Georgia entwickelte eine Methode, die Temperaturentwicklung in der Pulpenkammer zu untersuchen.

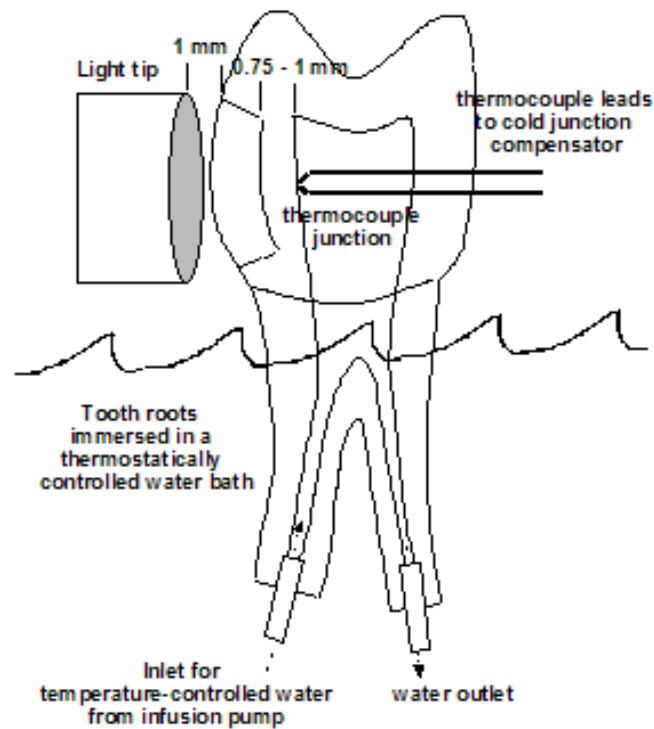


Abb. 28: Schema der Temperaturmessung im Pulpencavum während der Belichtung einer bukkalen zylindrischen Kavität.

In einem Prämolaren wird eine zylindrische Kavität bukkal präpariert, so dass die Wand zum Pulpencavum eine Stärke von 0,75 bis 1 mm hat. Die Wurzeln werden apikal gekappt, so dass ein Durchlass für einen steten Wasserfluss geschaffen werden kann, der den Wärmeaustausch durch Blutfluss simulieren soll.

Gegenüber der Kavität wird ein Zugang in das Pulpencavum präpariert, durch den ein Temperatursensor verlegt wird. Die Zahnwurzeln tauchen in ein auf  $34 \text{ }^\circ\text{C}$  temperiertes Wasserbad. Der Lichtleiter wird in einem Abstand von 1 mm zur Kavitätenoberfläche gehalten.





Abb. 29a und b: Aufnahme des experimentellen Zahnmodells und das korrespondierende Röntgenbild

Das Adhäsiv wird vor der ersten Composite-Schicht in der Kavität aufgetragen. Dieser Vorgang spielt sich in nächster Nähe der Pulpa ab und wird in Bezug auf Gewebebeeinflussung als der kritischste Schritt der Aushärtung betrachtet.

**In vitro-Untersuchung der intrapulpalen Temperaturerhöhung bei Verwendung eines kommerziell erhältlichen und eines experimentellen Polymerisationsgerätes. F. Rueggeberg, The Medical College of Georgia, Augusta, USA, Nov. 2010**

Rueggeberg untersuchte eine Reihe von Polymerisationsgeräten, einschliesslich den Polywave-Geräten Bluephase (G2), Bluephase 20i (max. Lichtintensität analog Bluephase Style 20i) und Bluephase Style und verglich den Temperaturanstieg in der Standardkavität nach unterschiedlichen Belichtungszeiten. Der allgemein gültige Grenzwert für den Temperaturanstieg beträgt 5.5 °C. Es wird angenommen, dass diese Veränderung noch keinen irreversiblen Schaden an der Pulpa verursacht. Abbildung 27 zeigt die Ergebnisse nach einer 10 Sekunden langen Belichtung der Kavität ohne Composite (um die Situation bei der Belichtung eines Adhäsivs nachzustellen). Die Polymerisationsgerät Valo wurde gemäss Herstellerangaben mit einer Belichtungszeit von 2 x 3 Sekunden im Plasma-Modus verwendet. Hier zeigte sich der höchste Temperaturanstieg. Eine hohe Lichtintensität kann durchaus ein Risiko für Pulpa und Weichgewebe darstellen. Bei Bluephase (G2) wurden zwei Modi untersucht. Der "G2 ADHESIVE MODE", führte zu einem Temperaturanstieg von nur 3,16 °C - deutlich unter 5,5 °C und der "G2 HIGH POWER-Modus" erreichte einen Maximalwert von 5,51 °C. Dabei muss aber berücksichtigt werden, dass der HIGH POWER-Modus nicht zur Aushärtung der Adhäsivschicht vorgesehen ist. Mit dem Polymerisationsgerät Bluephase 20i ergab der "BP20i LOW POWER" einen minimalen Temperaturanstieg von 3,66 °C, während sich bei "BP20i HIGH POWER" die Temperatur um 6,07 °C erhöhte. Mit der Bluephase 20i (oder auch mit der Bluephase Style 20i) wird nur 5 Sekunden lang und nicht 10 Sekunden lang polymerisiert. Bei der 5-Sekunden-Marke, die mittels der roten Linie angezeigt wird, liegt die Temperaturerhöhung unter dem Grenzwert von 5,5 °C. "CABRIO" bezieht sich auf das ursprüngliche LED-Gerät Bluephase Style (1100 mW/cm<sup>2</sup>) und weist einen Anstieg um 4,9 °C auf, der also deutlich unter dem Grenzwert von 5,5 °C liegt.

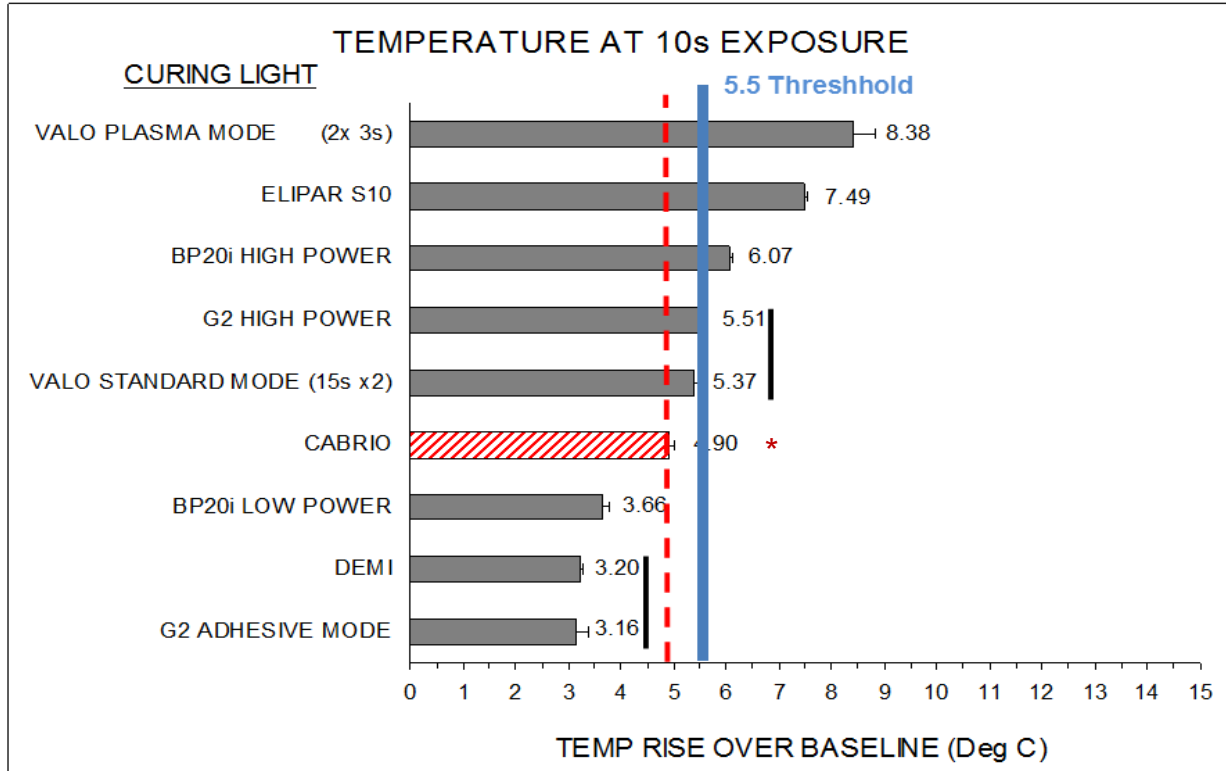


Abb. 30: Vergleich des Temperaturanstiegs nach Belichtung mit verschiedenen Polymerisationsgeräten und -programmen. F. Rueggeberg, Augusta, USA, 2010.

\* CABRIO = Bluephase Style

Die Ergebnisse dieser Untersuchungen zeigten folglich kein erhöhtes Risiko für die Vitalität des Zahns im Vergleich zu anderen bewährten Polymerisationsgeräten.

### In vitro – Intrapulpaler Temperaturanstieg bei 5-sekündiger Lichthärtung mit Bluephase Style 20i und Bluephase 20i

Intern durchgeführte Temperaturmessungen während der indizierten Polymerisationszeit von 5 Sekunden mit der neuen Bluephase Style 20i bestätigen die Ergebnisse von Rueggeberg.

Für das Experiment wurde ein oberer Molar verwendet, dessen Höcker plan geschliffen wurden, um eine reproduzierbare Oberfläche für die Lichtleiter der verschiedenen Polymerisationslampen zu erhalten. Eine MOD-Kavität wurde präpariert und ein Temperatursensor in der Wurzel platziert. Anschliessend wurde der Zahn in ein Bad mit deionisiertem Wasser gesetzt (37 °C), das als Quelle für den Wasserfluss durch die Pulpa (bei ca. 36 °C) diente. Zuerst wurde Liquid Strip aufgebracht und mit einer der Polymerisationslampen aus einer Entfernung von 0,5 mm 5 Sekunden lang lichtgehärtet. Dann wurde Tetric EvoCeram Bulk Fill in einer Schicht von 3 mm Dicke in die Kavität eingebracht und 5 Sekunden lang polymerisiert. Anschliessend erfolgte die Applikation einer zweiten, 3 mm dicken Schicht aus Tetric EvoCeram Bulk Fill, die ebenfalls 5 Sekunden lang lichtgehärtet wurde. Die Temperatur wurde während des gesamten Verfahrens aufgezeichnet. In jedem Zahn wurden jeweils sechs Füllungen pro Polymerisationslampe gelegt und die entsprechenden Messungen vorgenommen. Bei der Bluephase 20i war der durchschnittliche Temperaturanstieg nach einer Polymerisation von 5 Sekunden 4.1 °C, bei der Bluephase Style 20i 3.7 °C. Es gab keine statistisch relevanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Der Temperaturanstieg blieb insgesamt klar unter der 5,5 °C-Schwelle.

#### 4.5 Temperatureinfluss auf das Weichgewebe

Der Einfluss von direktem Polymerisationslicht auf das Weichgewebe wurde an der SUNY in Buffalo an lebenden Ratten untersucht. Basierend auf einem Standardmodell wurde von der Arbeitsgruppe um Prof. Munoz Wangengewebe dem Turbo-Lichtstrahl der Bluephase 20i (Lichtintensität analog Bluephase Style 20i) für 5 Sekunden und 10 Sekunden ausgesetzt und nach 30 Minuten, 24 Stunden und 7 Tagen histologisch untersucht. Bei einer Bestrahlungszeit von 5 Sekunden konnte keinerlei Gewebeschädigung festgestellt werden. Nach einer Bestrahlungszeit von 10 Sekunden war eine gewisse Schädigung feststellbar. Nach 7 Tagen war das betroffene Gewebe allerdings wieder vollständig ausgeheilt. Dieses Ergebnis bestätigt die empfohlene Belichtungszeit von 5 Sekunden für Polymerisationslampen mit einer hohen Lichtintensität von 2'000 mW/cm<sup>2</sup>.

#### 4.6 Monowave- und Polywave-LEDs

Bluephase Style und Bluephase Style 20i sind mit der modernen Polywave-Technologie mit einem Wellenlängenspektrum von 385 - 515 nm ausgestattet, während Bluephase Style M8 über die veraltete Monowave-Technologie mit einem Wellenlängenbereich von 430 - 490 nm verfügt. Die in Bluephase Style enthaltenen blauen und ultravioletten LEDs sind grundsätzlich mit jenen des Polywave-LED-Gerätes Bluephase (G2) identisch, das 2008 eingeführt wurde. In einigen Studien mit Bluephase (G2) zeigten sich gewisse Vorteile der Polywave-Technologie.

Miletic et al<sup>27</sup> untersuchten über einen Zeitraum von 48 Stunden den Konversionsgrad von Composite-Kunststoffen die verschiedenen Initiatoren enthielten und entweder mit einem Polywave- oder Monowave-LED-Polymerisationsgerät ausgehärtet wurden. Es wurden drei Gruppen von Kunststoffmischungen vorbereitet (siehe Tabelle unten). Die Gruppen enthielten unterschiedliche Kombinationen von Campherchinon (CQ), Lucirin TPO und Ethyl-4-Dimethylaminobenzoat (EDMAB).

Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
n=10	n=10	n=10
0,2 Gew. % CQ	1 Gew. % TPO	0,1 Gew. % CQ
0,8 Gew. % EDMAB		0,4 Gew. % EDMAB
		0,5 Gew. % TPO

Tabelle 7: Gruppen von Composite-Kunststoffen mit unterschiedlichen Initiator-Kombinationen

Die Hälfte der Prüfmuster jeder Gruppe (n=5) wurde mit Bluephase G2 oder dem Monowave-Vorgängermodell Bluephase G1 belichtet. Der Konversionsgrad wurde mit Hilfe der Mikro-Raman-Spektroskopie innerhalb von 5 Minuten, dann nach 1, 3, 6, 24 und 48 Stunden nach der Belichtung gemessen. Das Polywave-Gerät produzierte den höchsten Konversionsgrad in Gruppe 2, gefolgt von Gruppe 3 und Gruppe 1. Die Monowave-Gerät zeigte den höchsten Konversionsgrad für Gruppe 1 (kein TPO), gefolgt von Gruppe 2 und Gruppe 3 (p<0,05). Bluephase G2 zeigte eine bessere Leistung als das Vorgängermodell für die beiden Gruppen mit TPO und führte zu leicht besseren Ergebnissen in der CQ/Amin-Gruppe. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Ilie und Hickel (2008)<sup>30</sup> überein, die berichteten, dass CQ in kommerziellen Adhäsiven komplett durch TPO ersetzt werden könnte. Trotzdem erzielte das Monowave-Gerät Bluephase Konversionswerte von >70% im Material das nur TPO enthielt. Es wurde berichtet, dass die Effizienz zur Photonenabsorption von TPO bei erhöhter Lichtintensität signifikant zunimmt, was mit der höheren Photonenzahl im hohen Energieabsorptionsbereich der Photoinitiatoren in Zusammenhang gebracht wird.<sup>28</sup> Es wurden keine signifikanten Veränderungen des Konversionsgrades beobachtet, was darauf hinweist, dass der Konversionsgrad sich nach der Polymerisation nicht erhöhte, sondern während der 48 Stunden konstant blieb.

Eine frühere Studie von Santini und Miletic et al<sup>29</sup> stellte ebenfalls fest, dass der Einsatz von Polywave-LED-Geräten, einschliesslich Bluephase G2, den Konversionsgrad und die Knoop-Härten von TPO enthaltenden Materialien verbessert.

Wie erwähnt berichteten Ilie und Hicel<sup>30</sup>, dass CQ in kommerziellen Adhäsivsystemen komplett durch TPO ersetzt werden könnte, wenn für die Aushärtung Polywave-Polymerisationsgeräte verwendet werden. Um dies zu untersuchen, wurden Heliobond und Excite als Standard (mit CQ) und in experimenteller Form (CQ wurde durch TPO ersetzt) vorbereitet. Die Adhäsivformulierungen wurden nach einer Belichtungszeit von 10 Sekunden und 20 Sekunden mit zwei Polywave-Geräten (Bluephase G2 und Ultralume 5/Ultradent) mit dualen Wellenlängen sowie einem konventionellen Monowave-LED-Gerät (Bluephase) untersucht. Die Vickershärte und das Elastizitätsmodul wurden nach 24 Stunden in destilliertem Wasser bei 37° C gemessen. Sie beobachteten ebenfalls, dass eine Verlängerung der Belichtungszeit und eine Verringerung des Abstands zwischen Gerät und Prüfmusteroberfläche zu verbesserten mechanischen Eigenschaften der Adhäsive führte. Bluephase G2 konnte alle untersuchten Adhäsivformulierungen aushärten.

Price et al (2010)<sup>31</sup> verglichen die Eignung von vier verschiedenen LEDs zur Aushärtung von fünf Composite-Kunststoffen in 10 Sekunden bei einem Abstand von 4 und 8 mm. Zwei Monowave-Geräte, Bluephase 16i und LEDemetron II/Kerr und zwei Polywave-Geräte, Bluephase G2 und Ultralume 5/Ultradent wurden getestet. Gemäss Spektroradiometer-Messung produzierte Bluephase G2 das breiteste Wellenlängenspektrum, die höchste Bestrahlungsstärke und grösste Energiedichte bei 4 und 8 mm. Bluephase G2 führte bei beiden Abständen ( $p < 0,01$ ) jedes Mal zu härterem, besser polymerisiertem (4-9 KHN härter) Kunststoff als die anderen drei Polymerisationsgeräte.

#### 4.7 Messgenauigkeit von Radiometern: Bluephase Meter II

Die im Folgenden aufgeführten Studien zeigen die Genauigkeit der Bluephase Meter II im Vergleich anderen handelsüblichen Radiometern. Das Bluephase Meter II erzielte durchgängig die genauesten Ergebnisse.

**Power accuracy of a new dental radiometer. (Messgenauigkeit eines neuen dentalen Radiometers). R.B. Price, J.E. Harlow, J.O. Kearns. Dept. of Clinical Dental Sciences, Dalhousie Universität, Halifax, Nova Scotia, Kanada. AADR Poster #0412, Los Angeles, CA, USA, März 2016.**<sup>33</sup>

**Ziel:** Vergleich der Messgenauigkeit von Bluephase Meter II mit jener eines Standard-Lichtmessgerätes für Labors bei der Bestimmung der Lichtleistung von 7 kommerziell erhältlichen LED-Polymerisationslampen (Bluephase 20i, Bluephase Style, Bluephase G2, Elipar DeepCure-S/3M Espe, Translux 2Wave/Heraeus Kulzer, Valo/Ultradent und The Light 405/GC).

**Methoden:** Mit Bluephase Meter II und PowerMax Pro/Coherent wurde die Lichtleistung (in mW) von sieben dentalen Polymerisationslampen in verschiedenen Lichthärtungsmodi bestimmt. PowerMax Pro (PMP) ist ein leistungsstarkes Gerät für Labors mit breiter Wellenlängensensibilität und einem Sensorbereich von 30 mm x 30 mm. Dieses Messgerät hat eine sehr schnelle Reaktionszeit ( $< 10 \mu s$ ), sodass Messungen selbst bei sehr kurzer Belichtungszeit möglich sind. Die Messungen wurden zehn Mal in willkürlicher Reihenfolge wiederholt, bis insgesamt 220 Messungen erreicht waren.

**Ergebnisse:** Der Vergleich der mit den beiden Geräten ermittelten Messwerte ergab, dass die mit Bluephase Meter II ermittelten Werte leicht unter jenen des Goldstandards PMP lagen. Der geringe Unterschied zwischen den mit Bluephase Meter II und PMP ermittelten Werte (-4.9 bis +7.4%) lag jedoch noch immer innerhalb der Spezifikation des Messgeräteherstellers von  $\pm 10\%$ .

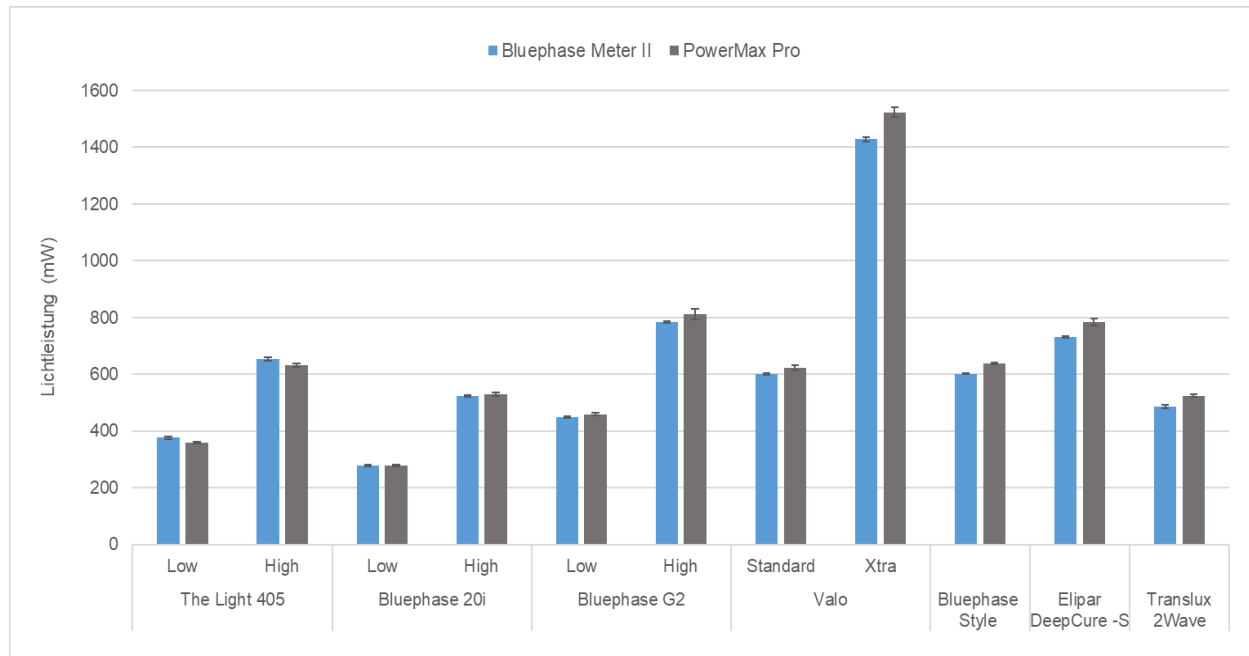


Abb. 31: Lichtleistung verschiedener LED-Geräte gemessen mit dem Bluephase Meter II und dem PowerMax Pro Radiometer für Labors. *R. Price et al Dalhousie Universität, Halifax, Kanada.*

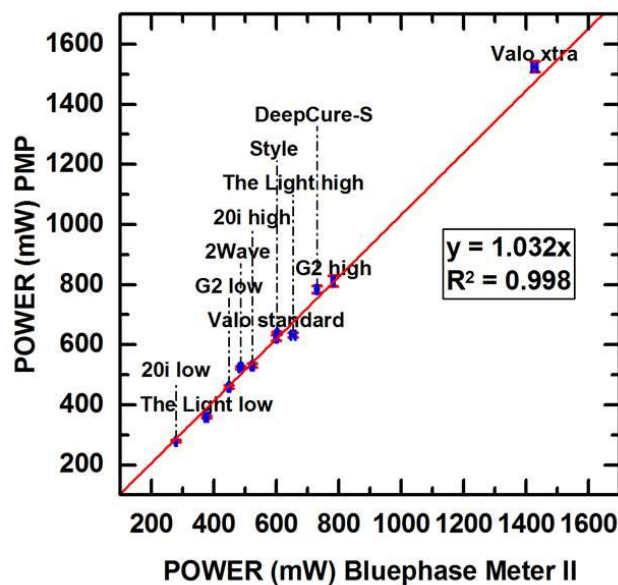


Abb. 32: Lineares Regressionsmodell des von verschiedenen Polymerisationslampen ausgesendeten Lichts (in mW) gemessen mit Bluephase Meter II und PowerMax Pro.

*Grafische Darstellung: AADR Poster, März 2016. Quelle: R. Price et al, Dalhousie Universität, Halifax, Kanada.*

**Schlussfolgerung:** Insgesamt war kein signifikanter Unterschied zwischen den mit PMP und Bluephase Meter II gemessenen Werten feststellbar. Es gab eine nahezu perfekte Korrelation zwischen den mit PMP und Bluephase Meter II gemessenen Werten ( $R^2 = 0.998$ ). Bluephase Meter II entsprach der Spezifikation des Herstellers. Die Lichtleistung der sieben verschiedenen LED-Polymerisationslampen liess sich mit dem Gerät wiederholt und präzise bestimmen.

**Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. (Fähigkeit von 4 dentalen Radiometern, die Lichtleistung von 9 verschiedenen Polymerisationslampen zu messen). C.A.K. Shimokawa, J.E. Harlow, M.L. Turbino, R.B. Price. Fakultät für Zahnheilkunde, Dalhousie Universität, Halifax, Nova Scotia, Kanada und Universität Sao Paulo, Brasilien.<sup>32</sup>**

**Ziel:** Beurteilung der Genauigkeit von 4 dentalen Radiometern bei der Messung der Lichtleistung von 9 verschiedenen Polymerisationslampen (PL).

**Methoden:** Die Lichtleistung von 9 LED-Polymerisationslampen wurde mit einem Lichtmessgerät für Labors (PowerMax-Pro 150 HD) und vier dentalen Radiometern (Bluephase Meter II, SDI LED Radiometer, Kerr LED Radiometer und LEDEX CM4000) gemessen. Pro Polymerisationslampe wurden zehn Messungen mit jedem Radiometer vorgenommen. Anhand einer Varianzanalyse (ANOVA), gefolgt von einem Tukey Test ( $\alpha=0.05$ ) wurde untersucht, ob ein Unterschied zwischen der mit den Hochleistungsgerät gemessenen Bestrahlungsstärke und den mit den Radiometern ermittelten Werten feststellbar war. Soweit möglich wurden die Polymerisationslampen nach Lichtleistung und Bestrahlungsstärke gereiht. Das Emissionsspektrum der Polymerisationslampe wurde mit einer Ulbricht-Kugel bestimmt, die an ein Glasfaser-Spektrometer gekoppelt war (N=10). Das Strahlprofil der Polymerisationslampe wurde mit einer Strahlprofil-Kamera ermittelt.

**Ergebnisse:** Von allen Radiometern liess sich ausschliesslich mit Bluephase Meter II die Lichtleistung ermitteln. Die ANOVA-Varianzanalyse ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen der mit dem Lichtmessgerät für Labors gemessenen Lichtleistung (in mW) und jener, die mit Bluephase Meter II gemessen wurde ( $p=0.527$ ). Der Unterschied zwischen den durchschnittlichen Bestrahlungsstärken, die mit den verschiedenen Radiometern für dieselbe Polymerisationslampe gemessen wurden, betrug jedoch bis zu  $479 \text{ mW/cm}^2$ . Die basierend auf den Messungen mit dem Labor-Lichtmessgerät erfolgte Reihung war dieselbe wie die anhand der mit Bluephase Meter II durchgeführten Messungen.

**Schlussfolgerung:** Im Vergleich zu den mit dem Hochleistungs-Lichtmessgerät für Labors ermittelten Bestrahlungsstärken ( $\text{mW/cm}^2$ ) lieferte Bluephase Meter II die präzisesten Daten. Angesichts der grossen Varianz zwischen den mit den unterschiedlichen Radiometern ermittelten durchschnittlichen Bestrahlungsstärken und ihrer generellen Ungenauigkeit im Vergleich zum Laborgerät, sollten Zahnärzte den absoluten Werten nicht allzu grossen Glauben schenken. Die Messung der Bestrahlungsstärke mit tragbaren dentalen Lichtmessgeräten wird vom effektiven Durchmesser des Lichtleitendes, dem Strahlprofil sowie dem Emissionsspektrum beeinflusst.

**Evaluating the Accuracy of Commercial Dental Radiometers. (Beurteilung der Genauigkeit von kommerziell erhältlichen dentalen Radiometern). A. Altaie, K. Davda, J. Kang and D.J. Wood. School of Dentistry, Universität Leeds, Grossbritannien. IADR Poster #0684, Seoul, Südkorea, Juni 2016.** <sup>34</sup>

**Ziel:** Beurteilung der Genauigkeit von 4 auf dem Markt befindlichen dentalen Radiometern durch Vergleich mit Messungen mittels Ulbricht-Kugel als Goldstandard, anhand von sechs verschiedenen LED-Polymerisationslampen.

**Methoden:** Als Goldstandard wurde die Lichtleistung jeder der 6 LED-Polymerisationslampen (n=3) mit einer Ulbricht-Kugel bestimmt. Unter den verwendeten Polymerisationslampen waren zwei Polywave-Geräte (Bluephase Style und D-Light Duo/GC) und vier Monowave-Geräte (Elipar S10/3M Espe, Elipar DeepCure/3M Espe, Demi Plus/Kerr Dental und Demi Ultra/Kerr Dental). Dann wurde die Lichtleistung jeder Polymerisationslampe (n=3) mit den vier Radiometern Bluephase Meter, Bluephase Meter II, L.E.D. Radiometer by Demetron (DM) und SDI LED Radiometer (SDI) gemessen. Die Messwerte wurden anschliessend mit jenen der Ulbricht-Kugel verglichen. Eine spezielle Vorrichtung sorgte dafür, dass die Spitze des Lichtleiters jeweils mittig über dem Sensor platziert war. Zur Bestimmung der Messgenauigkeit der Radiometer wurde der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) ermittelt. Mit diesem statistischen Wert kann eine Aussage über die Reliabilität von quantitativen Messungen getroffen werden. Kommt der ICC zur Anwendung, so bedeutet ein f-Wert zwischen 0.8 - 1.0, dass die Messung statistische Reliabilität aufweist.

**Ergebnisse:** Der ICC-Test zeigte, dass nur die mit Bluephase Meter II durchgeführten Messungen statistische Reliabilität aufwiesen ( $f = 0.9$ ). Die anderen eingesetzten Radiometer erzielten folgende f-Werte: Bluephase Meter  $f=0.7$ , SDI LED Radiometer  $f=0.6$  und Demetron  $f=0.3$ .

Die gemessenen Werte waren im Fall von Bluephase Meter II (-4%) und Demetron (-14%) generell unterbewertet, und im Fall von Bluephase Meter (+8%) und SDI LED Radiometer (+34%) überbewertet.

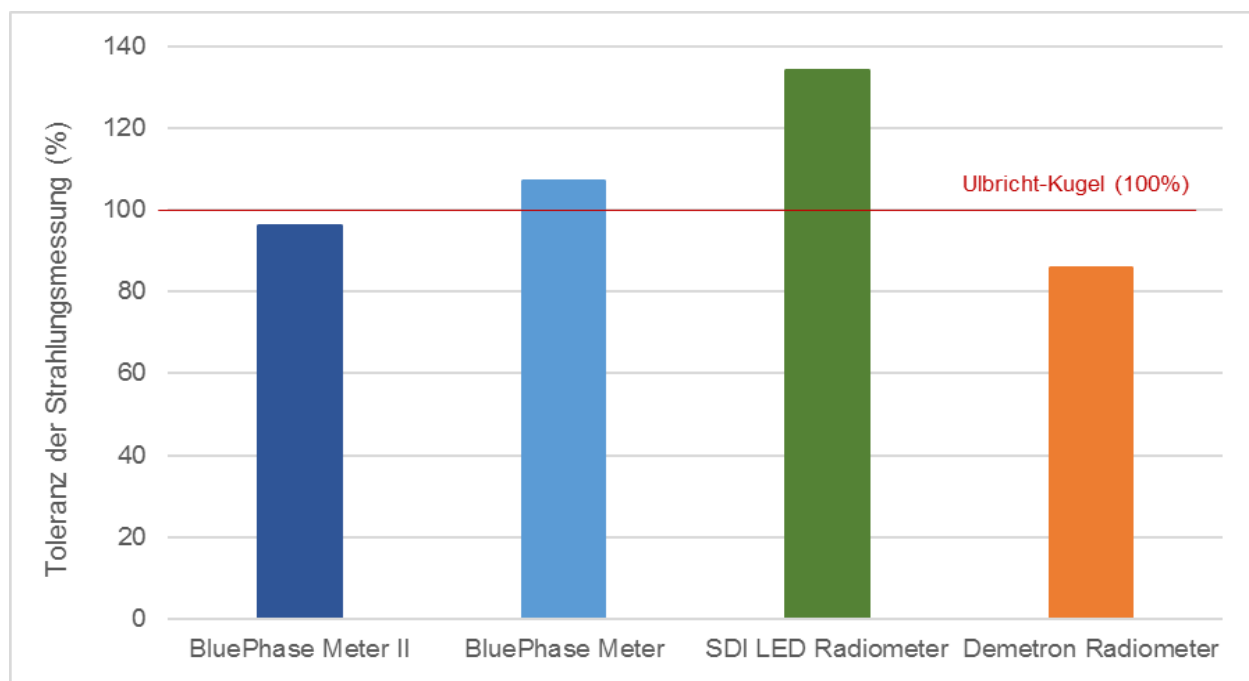


Abb. 33: Messtoleranz von verschiedenen Radiometern im Vergleich zur Ulbricht-Kugel. A. Altaie et al, Leeds University, UK.

**Schlussfolgerung:** Eine ausreichende Lichtleistung ist im Hinblick auf eine erfolgreiche Aushärtung von Composite essentiell. Daher sollten Zahnärzte die Lichtleistung (und/oder die Lichtintensität) ihrer Polymerisationslampen regelmässig überprüfen. Kommerziell erhältliche Radiometer zeigten grosse Unterschiede bei der Messung der Lichtleistung. Das vor kurzem eingeführte Lichtmessgerät Bluephase Meter II schnitt signifikant besser ab als die anderen untersuchten Radiometer, mit einer Messtoleranz von 96%. Dies kann dem grösseren Sensor zugeschrieben werden, welcher den Durchmesser des Lichtleiters für die Berechnung der Lichtleistung berücksichtigt.



## 5. Literatur

1. Bowen R. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and glycidyl acrylate. 1962; Patent No. 3,066,112
2. Buonocore M. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc* 1970; 80:324-330
3. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res* 1982; 61: 1184-7
4. Main C, Cummings A, Moseley H, Stephan KW, Gillespie FC. An assessment of new dental ultraviolet sources and UV-polymerised fissure sealants. *J. Oral Rehabil.* 1983; 10: 215-27
5. Rueggeberg F A. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 2011; Jan 27 (1): 39-52
6. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *Journal of Esthetical Dentistry* 2000; 12:300-8
7. Bassoiuny M, Grant A. A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. *Br Dent J* 1978;145: 327-330
8. Mahn E. Light polymerization. *Inside Dentistry.* 2011; Vol 7: Iss 2. Aegis online
9. Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis Jr JW. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J. Am Dent Assoc* 1995; 126: 1280-1282
10. Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring – A review. *Dental Materials* 2011; 27:39-52
11. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength modulus and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig.* 2000; 4 (3): 140-147
12. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig* 2000; 4:3:140-7
13. Park SH, Krejci I, Lutz E. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent* 2002; 27 (1):30-7
14. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int* 2001; 32 (5): 401-57
15. Cassoni A, Rodriques JA. Argon laser: a light source alternative for photopolymerization and in-office tooth bleaching. *Gen Dent* 2007; 55: 416-9
16. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials* 2013; 29: 605-617
17. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Comp Cont Educ Dent.* 1999; 20: (Suppl 25) S4-15
18. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Asworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 1999; 16: 41-7
19. Meyer G, Ernst CP, Willershausen B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent* 2002; 4:197-204
20. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials* 2000; 21: 1379-1985
21. Pelissier B, Jacquot B, Palin WM, Shortall AC. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: From past to present. *Dent Update* 2011; 38 (10) 660-2, 664-6, 668-70
22. P. Burtscher. Visible light curing of composite resin. In: Ivoclar Vivadent Report No. 18 (2007) August:29-39
23. D. Watts, O. Amer, E. Combe. Characteristics of visible light-activated composite systems. *Br Dent J.* (1984) 209-215

24. Price RB, Murphy DG, Dérand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int* 2000; 31: 659 – 667
25. Martin FE. A survey of the efficiency of visible curing lights. *J Dent* 1998; 26: (3) 239-43
26. Ernst CP, Busemann I: Feldtest zur Lichtemissionsleistung von Polymerisationsgeräten in zahnärztlichen Praxen. *Dtsch Zahnärztl Zeitschr* 2006; 61: 466-471
27. Miletic, V. and A. Santini. Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units. *Journal of Dentistry* 2012; 40: (2) 106-113.
28. Neumann MG, Miranda Jr WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J of Dent* 2005; 33:525-32
29. Santini, A., V. Miletic, et al. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *Journal of Dentistry* 2012; 40 (7): 577-584.
30. Ilie, N. and R. Hickel Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? *Dental Materials* 2008; *Journal* 27 (2): 221-228.
31. Price RB, Fahey J, Felix CM. Knoop hardness of five composites cured with second- and third-generation LED curing lights. *Quintessence International* 2010; 41 (10): 1-11.
32. Shimokawa CAK, Harlow JE, Turbino ML, Price RB. Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. *J. Dent.* 2016. Sep 3. pii: S0300-5712(16)30167-1. doi: 10.1016/j.jdent.2016.08.010. [Epub ahead of print]
33. Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. Power accuracy of a new dental radiometer. R.B. Price, J.E. Harlow, J.O. Kearns. B. Sullivan. *J Dent Res* 95A Poster #0412, March 2016 ([www.iadr.org](http://www.iadr.org))
34. Evaluating the Accuracy of Commercial Dental Radiometers. A. Altaie, K. Davda, J. Kang, D.J. Wood. *J Dent Res* 95B Poster #0684, June 2016 ([www.iadr.org](http://www.iadr.org))

---

Wir stehen nicht für die Genauigkeit, den Wahrheitsgehalt oder die Zuverlässigkeit der von Dritten stammenden Informationen ein. Für den Gebrauch der Informationen wird keine Haftung übernommen, auch wenn wir gegenteilige Informationen erhalten. Der Gebrauch der Informationen geschieht auf eigenes Risiko. Sie werden Ihnen "wie erhalten" zur Verfügung gestellt, ohne explizite oder implizite Garantie betreffend Brauchbarkeit oder Eignung (ohne Einschränkung) für einen bestimmten Zweck. Die Informationen werden kostenlos zur Verfügung gestellt und weder wir, noch eine mit uns verbundene Partei, können für etwaige direkte, indirekte, mittelbare oder spezifische Schäden (inklusive aber nicht ausschliesslich Schäden auf Grund von abhanden gekommener Information, Nutzungsausfall oder Kosten, welche aus dem Beschaffen von vergleichbare Informationen entstehen) noch für pönale Schadenersätze haftbar gemacht werden, welche auf Grund des Gebrauchs oder Nichtgebrauchs der Informationen entstehen, selbst wenn wir oder unsere Vertreter über die Möglichkeit solcher Schäden informiert sind.

Ivoclar Vivadent AG  
Forschung und Entwicklung  
Wissenschaftlicher Dienst  
Bendererstrasse 2,  
FL – 9494 Schaan  
Liechtenstein

Inhalt: Joanna-C. Todd / Dr. Thomas Völkel  
Ausgabe: Dezember 2016 (corr. April 2018)

---