

# bluephase®

Lizenz zum Lichthärten

LED für jeden Einsatz

bluephase® C8  
800 mW/cm<sup>2</sup>

bluephase®  
1.200 mW/cm<sup>2</sup>

bluephase® 20i  
2.000 mW/cm<sup>2</sup>



## Wissenschaftliche Dokumentation

**ivoclar**  
**vivadent**  
passion vision innovation

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b> .....	<b>4</b>
<b>1.1 Lichthärtung von Dentalmaterialien</b> .....	<b>4</b>
<b>1.2 Einfluss der Farbe und der Transparenz auf die Lichthärtung</b> .....	<b>4</b>
<b>1.3 Einfluss der Lichthärtung auf den Polymerisationsschrumpf</b> .....	<b>5</b>
<b>1.4 Einfluss des Initiatorsystems auf die Lichthärtung</b> .....	<b>6</b>
<b>1.5 Das "Total Energy" – Konzept</b> .....	<b>8</b>
<b>1.6 Lichtleiter</b> .....	<b>10</b>
<b>1.7 Radiometer</b> .....	<b>12</b>
<b>2. Die neue bluephase® Familie - LED für jeden Einsatz</b> .....	<b>16</b>
<b>3. bluephase 20i</b> .....	<b>17</b>
<b>4. Technische Daten</b> .....	<b>18</b>
<b>5. Ergebnisse aus externen und internen Studien</b> .....	<b>19</b>
<b>5.1 Aushärtung von Kompositen</b> .....	<b>19</b>
5.1.1 Oberflächenhärte.....	19
5.1.2 Härteprofil .....	20
5.1.3 Aushärtung von Kompositen mit Campherchinon-freien oder –reduzierten Kompositen .	23
<b>5.2 Aushärtung von Adhäsiven</b> .....	<b>27</b>
<b>5.3 Schrumpfspannung</b> .....	<b>29</b>
<b>5.4 Durchhärtung durch Keramik</b> .....	<b>30</b>
<b>5.5 Exothermie und Temperaturerhöhung an der Pulpa</b> .....	<b>31</b>
<b>5.6 Temperatureinfluss auf Weichgewebe</b> .....	<b>34</b>
<b>5.7 Klinische Erfahrung mit der bluephase 20i</b> .....	<b>35</b>
<b>5.8 Externe Untersuchung zum bluephase meter an der Universität Mainz</b> .....	<b>35</b>
<b>5.9 Extramurale Studien zu bluephase</b> .....	<b>38</b>
<b>6. Literatur</b> .....	<b>38</b>

Die bluephase Familie von Ivoclar Vivadent AG bietet die neueste Generation von LED-Lichtgeräten jetzt mit der polywave-LED an. Was bedeutet polywave?

Bis anhin konnten mit konventionellen LED-Lichtgeräten nur Komposite ausgehärtet werden, die den Photoinitiator Campherchinon enthielten. Alle anderen Initiatorsysteme, zum Beispiel mit Lucirin TPO, mussten kontraindiziert werden. Im Vergleich zu den Halogengeräten war das ein gewisser Nachteil. Mit dem Siegeszug der LED-Geräte mussten viele Dentalproduktehersteller auf diese Tatsache reagieren und die Formulierung ihrer Komposite ändern, was zu Einschränkungen der Ästhetik und der Lagerstabilität mancher Produkte führte.

polywave erlaubt nun eine uneingeschränkte Aushärtung im Wellenlängenbereich von 380 bis 515 nm. Das Emissionspektrum der neuen bluephase ist daher mit dem Wirkungsspektrum der Halogenlampen vergleichbar. Die bluephase Familie mit polywave kann daher Komposite mit allen gängigen dentalen Photoinitiatorsystemen uneingeschränkt aushärten.



# 1. Einleitung

## 1.1 Lichthärtung von Dentalmaterialien

Die Photopolymerisation, die Aushärtung mit Licht, ist in der Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenken. Composite, Kompositbefestigungsmaterialien und Adhäsive lassen sich mit Hilfe von Licht aushärten. Diese Anwendungsart erfordert bei der Neuentwicklung entsprechender Materialien ein besonderes Augenmerk auf folgende Eigenschaften:

- Farbe und optische Transparenz des Komposites
- Schrumpfungseigenschaften
- Initiatorsystem

Diese Eigenschaften wiederum verlangen entsprechende Forderungen an die Lichtpolymerisationsgeräte bzw. Polymerisationslampen.

## 1.2 Einfluss der Farbe und der Transparenz auf die Lichthärtung

Idealerweise ist ein lichthärtendes Komposit optisch transparent. Das heisst, es besitzt eine hohe Durchhärtungstiefe. Bestimmt wird die Durchhärtungstiefe gemäss dem internationalen Standard ISO 4049. Unter festgelegten Bedingungen wird ein 6 mm hoher Kompositprüfkörper 40 s belichtet. Der nichtpolymerisierte Teil wird abgekratzt und die Dicke des verbliebenen gehärteten Komposits mit der Schublehre gemessen. Die Durchhärtungstiefe ist neben der Transparenz von der Belichtungszeit, der Farbe des Komposits (Pigmentanteil) und der Bestrahlungsstärke der Polymerisationslampe abhängig. Erste UV-Lampen besaßen auf Grund der schlechten UV-Transparenz eine geringe Durchhärtungstiefe. Ausserdem schädigten sie Augen und Weichgewebe. Mit den Halogenlampen, die fast ausschliesslich im visuellen Spektralbereich ausstrahlen, erreichte man im Zuge neuer Entwicklungen immer höhere Leistungsdichten:

Astralis 5	ca. 500 mW/cm <sup>2</sup>
Astralis 7	ca. 750 mW/cm <sup>2</sup>
Astralis 10	ca. 1200 mW/cm <sup>2</sup>

Auf Grund der verbesserten Durchhärtungstiefe konnte die Bestrahlungsdauer drastisch reduziert werden.

Plasma- und Laserlampen, mit denen hohe Lichtleistungen zu erzielen sind, konnten sich wegen deren hohen Wärmeentwicklung, bzw. deren hohen Preise auf dem Markt nicht durchsetzen.

Als aktuellste Lichtquelle für Polymerisationslampen dient eine blaues Licht emittierende Diode (LED). Diese Lichtquelle hat einige Vorteile:

- Die Lichtstrahlung erfolgt bei Raumtemperatur.
- Sie besitzt eine hohe mechanische Stabilität.
- Sie hat eine lange Lebensdauer.
- Der Wellenlängenbereich des Emissionsspektrums ist sehr eng.

Die ersten dentalen LED-Geräte besaßen eine recht niedrige Strahlungsflussdichte (ca. 400 mW/cm<sup>2</sup>). Mittlerweile werden allerdings bei einem Betrieb mit höheren Stromstärken auch Bestrahlungsintensitäten von 1000 mW/cm<sup>2</sup> und mehr erreicht.

Ivoclar Vivadent AG konnte mit der ersten Produktfamilie von bluephase Lichtgeräten hohe Ansprüche auf dem Gebiet der LED-Lichtgeräte umsetzen. Die 2004 eingeführte bluephase war

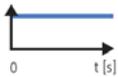
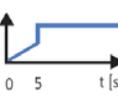
eine Polymerisationslampe mit einer Lichtintensität von  $1100 \text{ mW/cm}^2$ . Sehr viele Komposite lassen sich bereits in 10 s polymerisieren. Außerdem ist eine sichere Polymerisation von Befestigungskompositen unter keramischen Restaurationen möglich. Höhepunkt der bluephase-Serie ist die bluephase 16i mit einer Lichtintensität von  $1600 \text{ mW/cm}^2$ . Mit dieser Lichtintensität werden konkurrenzlos kurze Belichtungszeiten möglich.

### 1.3 Einfluss der Lichthärtung auf den Polymerisationsschrumpf

Lichthärtender Bestandteil der Komposite und Adhäsive sind Monomere auf der Basis von Methacrylaten. Durch die Polymerisationsreaktion wird der Raumbedarf der Matrix geringer, was zu einem Volumenschrumpf führt. Einerseits kann man die Volumenänderung mittels Dilatometrie zur Kontrolle des Polymerisationsverlaufs ausnutzen, andererseits können die auftretenden Kräfte zu Spannungen und Rissen innerhalb des Komposits oder zu Abrissen und Ablösungen an der Komposit-Zahn-Grenzfläche führen. Das kann den Verlust der Restauration bedeuten oder die Bildung von Sekundärkaries mit sich führen.

Neben der Entwicklung neuer Komposite, die einen geringeren Polymerisationsschrumpf an sich aufweisen, kann man versuchen durch die Polymerisationstechnik die Schrumpfungsspannung zu reduzieren. Mit Hilfe der Inkrementtechnik werden die Kompositfüllungen schichtweise in die Kavitäten eingetragen und nacheinander auspolymerisiert. Durch die verminderte Substanzmenge ist die Schrumpfungsspannung niedriger. Mögliche entstandene Volumenverluste lassen sich durch die nächste Schicht ausgleichen. Durch Anwendung einer verzögerten Initiierung kann man versuchen den Gelpunkt hinauszuzögern. Auch das reduziert die auftretende Spannung.

Die Programme der **bluephase Familie** sind:

		bluephase C8	bluephase	bluephase 20i
		$800 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$	$1200 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$	$2000 - 2200 \text{ mW/cm}^2$
				
		für maximales,	---	---
		für zügiges,	$800 \text{ mW/cm}^2$	$1200 \text{ mW/cm}^2$
		für pulpanahes,	$650 \text{ mW/cm}^2$	$650 \text{ mW/cm}^2$
		für stress-reduziertes Polymerisieren	$650/800 \text{ mW/cm}^2$	$650/1200 \text{ mW/cm}^2$

#### 1.4 Einfluss des Initiatorsystems auf die Lichthärtung

Die Aushärtung lichthärtbarer Kompositsysteme findet in Form einer radikalischen Polymerisation statt. Die ankommenden Photonen werden von einem Molekül (Photoinitiator) absorbiert, das durch die aufgenommene Energie angeregt wird. In diesem aktiven Zustand ermöglicht dieses Molekül in Gegenwart eines oder mehrerer Aktivatoren Radikale zu bilden, die die Polymerisationsreaktion auslösen. Solch ein Initiator-molekül kann nur Photonen bestimmter Wellenlängen absorbieren.

Ein typisches und sehr weit verbreitetes Initiator-molekül ist Campherchinon.

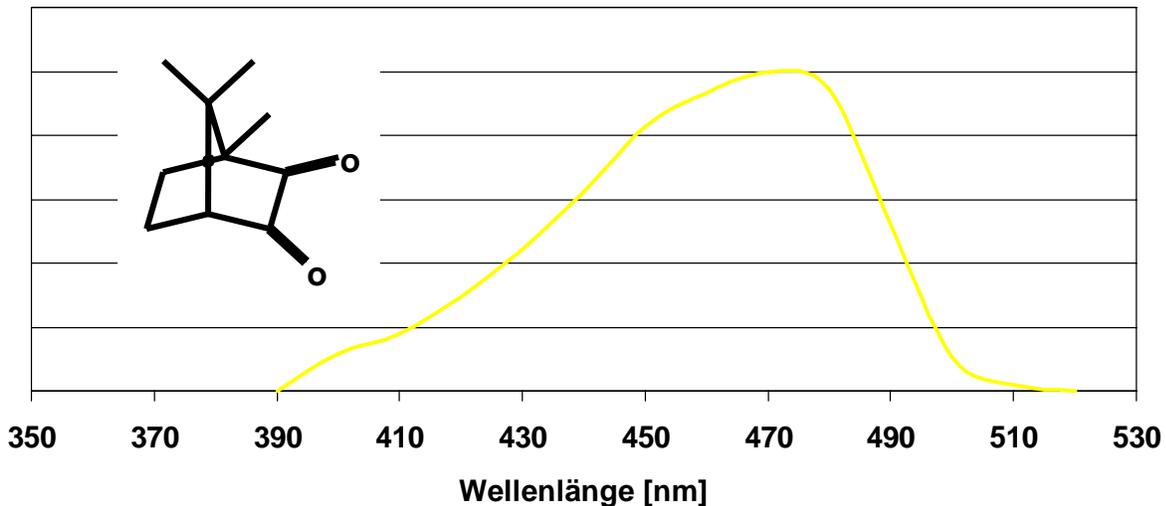


Abb 1: Absorptionsspektrum von Campherchinon

Das Absorptionsmaximum von Campherchinon ist mit 470 nm im blauen Wellenlängenbereich. Weil Campherchinon auf Grund seiner Absorptionseigenschaften eine intensiv gelbe Farbe besitzt, wurden bzw. werden weitere Initiatoren in der Zahnheilkunde verwendet. Speziell bei Kompositen mit Bleachingfarben oder bei farblosen Schutzlacken finden sie Anwendung.

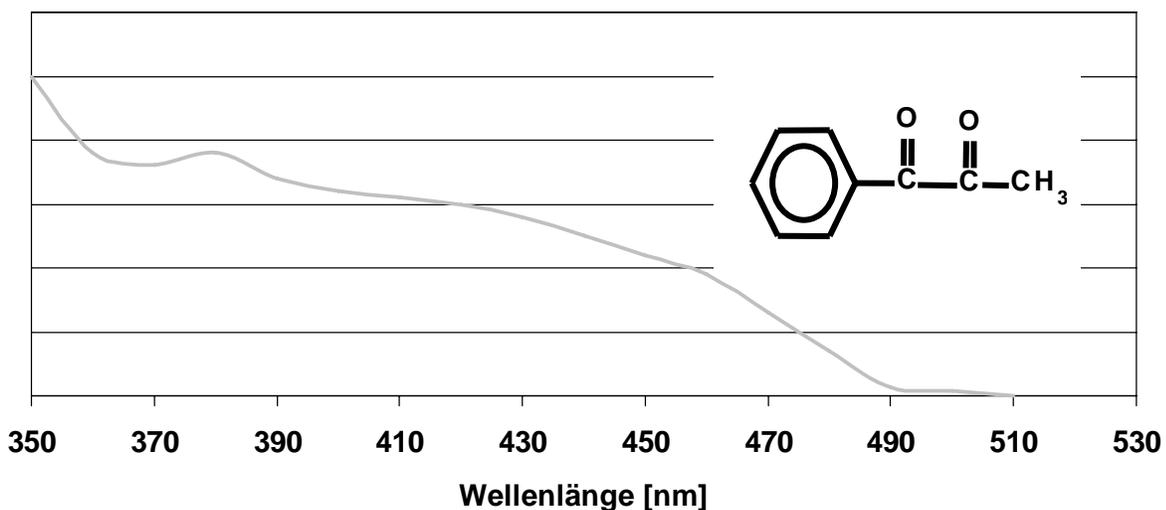


Abb 2: Absorptionsspektrum von Phenylpropandion (PPD)

PPD (Phenylpropandion): Dessen Absorptionsspektrum reicht vom UV-Bereich bis ca. 490 nm.

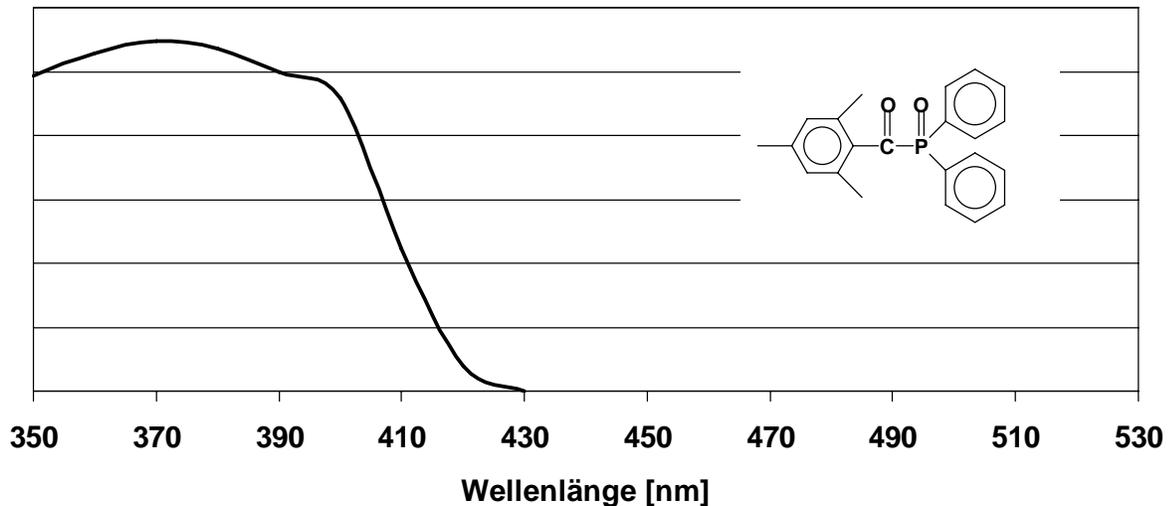


Abb 3: Absorptionsspektrum von Lucirin TPO

Lucirin TPO ist ein Acylphosphinoxid. Es ist deshalb beliebt, weil es nach der Photoreaktion vollständig ausbleicht. Dessen Absorptionsmaximum ist deutlich zu niedrigen Wellenlängen verschoben.

Lucirin TPO und PPD können mit herkömmlichen LED-Lampen der ersten und zweiten Generation nur bedingt ausgehärtet werden, weil deren enge Spektralverteilung die Absorptionsspektren dieser Initiatoren kaum erfasst. Deshalb war es das Ziel bei der Entwicklung von neuen LED-Lampen auch Licht niedriger Wellenlängen auszusenden, das ähnlich wie Halogenlampen auch Lucirin TPO und PPD anregt. Die neue bluephase hat ein zweites spektrales Maximum bei ca. 410 nm (siehe Abb. 5), das die Aushärtung von Materialien mit allen Photoinitatorsystemen erlaubt. Mit einer neuen von Ivoclar Vivadent AG selbst entwickelten LED wird das Spektrum mit Maxima bei ca. 410 nm und 470 nm erreicht.



Wellenlängenbereich:  
380 – 515 nm

Abb. 4: polywave LED (light emitting diode), die das Wellenlängenspektrum von 380 bis 515 nm abdeckt.

Das aus dem Lichtleiter emittierte Licht wird mit einer Ulbricht-Kugel gemessen, um die genaue Bestrahlungsstärke in mW zu ermitteln. Entsprechende Filter sorgen dafür, dass nur Licht im nützlichen Wellenlängenbereich gemessen wird. Über den Querschnitt des Lichtleiters kann die Bestrahlungsstärke in  $\text{mW}/\text{cm}^2$  berechnet werden.

Representative Spectral Characteristics from Four Brands of Curing Light Recorded Using an Integrating Sphere Attached to an Ocean Optics USB 4000 Spectrometer

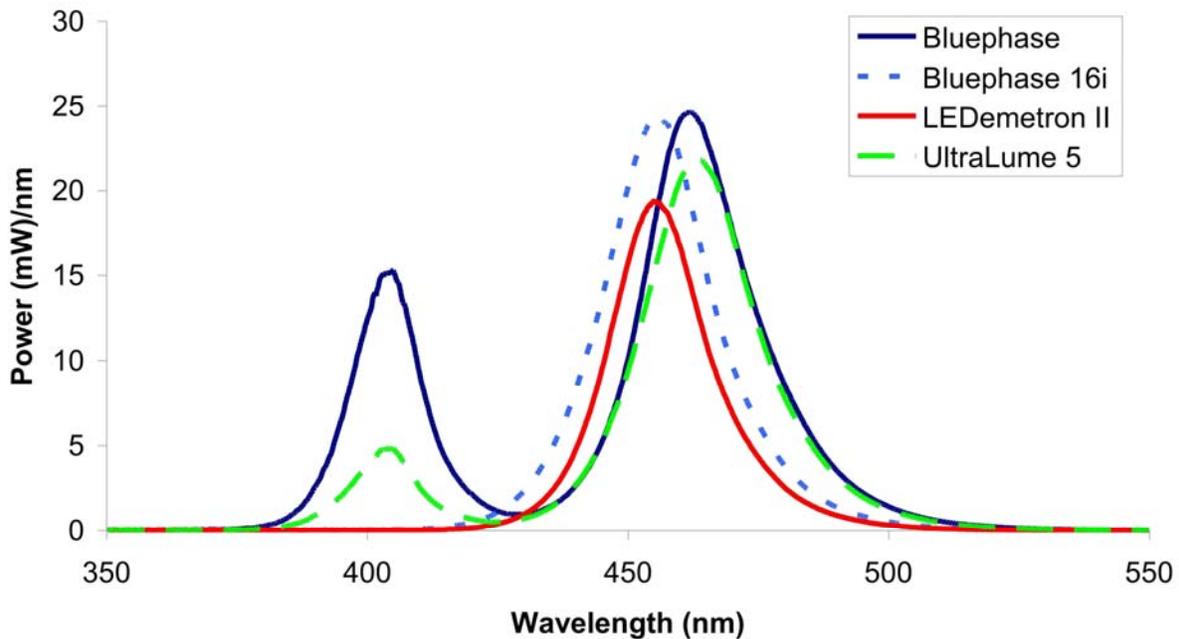


Abb. 5: Wellenlängenspektrum und Bestrahlungsleistung der bluephase im Vergleich zu drei anderen LED-Geräten aufgenommen mit einer Ulbricht-Kugel (Price, Halifax, 2007)

Durch das halogenähnliche Lichtspektrum gibt es im Wellenlängenbereich von 400 bis 500 nm keine Restriktionen mehr. So können im Prinzip alle im Dentalbereich bekannten Photoinitiatoren angeregt werden. Das heißt, dass neben Kompositen, auch lichthärtende Adhäsive, Bondings, Befestigungskomposite, Fissurenversiegler und anderes polymerisiert werden kann.

### 1.5 Das "Total Energy" – Konzept

Das "Total Energy" – Konzept besagt, dass der Prozess der Licht-induzierten Polymerisation energieabhängig ist und im Wesentlichen vom Produkt aus Lichtintensivität und Zeit bestimmt wird. Das bedeutet 20 s Bestrahlung mit einer Lichtintensität von  $800 \text{ mW}/\text{cm}^2$  ergibt eine Dosis von  $16000 \text{ mWs}/\text{cm}^2$ .

Als Daumenregel wird für die ausreichende Polymerisation eines Kompositinkrements (abhängig von Farbe und Transparenz) von 2 mm eine Dosis von 4000 bis  $16000 \text{ mWs}/\text{cm}^2$  empfohlen. Die höheren Dosen werden dabei typischerweise für die dunkleren und weniger transparenten Komposite benötigt. In Abhängigkeit von der Lichtintensität eines verwendeten

Polymerisationsgeräts können deshalb spezifische Maximalbelichtungszeiten, mit denen auch die kritischeren Farben gehärtet werden können, für 2 mm dicke Inkremente angegeben werden. So ergeben sich die verschiedenen Belichtungsempfehlungen für unterschiedlich intensive Polymerisationsgeräte. Mit sehr starken und lichtintensiven Geräten kann somit die Belichtungszeit reduziert werden um die gleiche Kompositaushärtung zu erreichen. Man spart auf diese Weise Behandlungszeit.

Geforderte Dosis (mWs/cm <sup>2</sup> )	16000	16000	16000
Intensität der Lampe (mW/cm <sup>2</sup> )	400	800	1600
Empfohlene Belichtungszeit (s)	40	20	10

Tab. 1: Maximale Belichtungsempfehlungen nach dem "Total Energy"-Konzept

Studien und Messungen zufolge erzielen LED-Geräte und Halogenlampen mit gleichen Lichtintensitäten und Belichtungszeiten auch jeweils vergleichbare Durchhärtetiefen bzw. Härteprofile (siehe Tab. 2)

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

Tab. 2: Durchhärtungstiefen von Tetric Ceram (nach P. Burtscher, V. Rheinberger; F&E, Ivoclar Vivadent AG)

## 1.6 Lichtleiter

Auch der Lichtleiter hat einen Einfluss auf die Effizienz der Lichtpolymerisationsgeräte. Um eine hohe Leistungsdichte, das heißt Lichtleistung pro Fläche zu erzielen, findet man bei vielen Polymerisationsgeräten Lichtleiter, die einen verringerten Auslassdurchmesser besitzen. Zum Beispiel verjüngt sich der sogenannte „Turbo“-Lichtleiter der bluephase 16i von 13 mm auf 8 mm. Das hat allerdings einen ungünstigen Effekt auf die Abstrahlcharakteristik des Lichts. Der Abstrahlwinkel wird größer und die Lichtintensität nimmt mit größerem Abstand schneller ab. In der Praxis, z. B. bei tiefen Kavitäten oder Aushärtung von Befestigungskompositen durch die Restauration ist ein größerer Abstand oft nicht zu vermeiden.

bluephase und bluephase C8 haben einen parallelen Lichtleiter mit entsprechend geringerem Intensitätsverlust bei größerem Abstand von Lichtleiter zu bestrahlender Oberfläche. Die bluephase 20i hat einen 10>8 mm Lichtleiter.

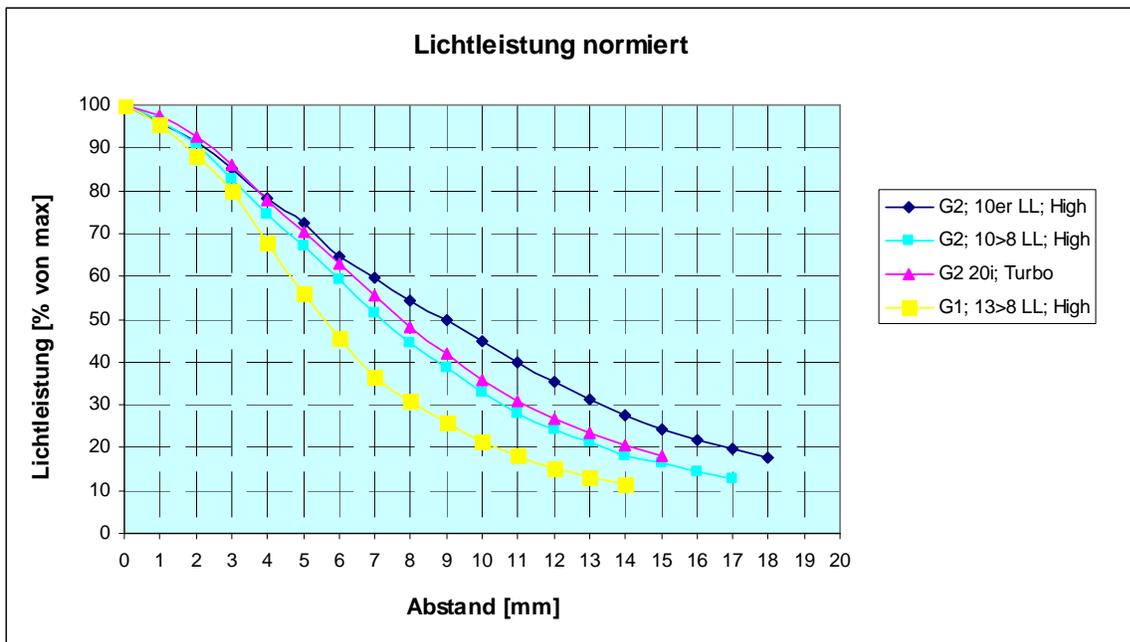


Abb. 6: Abnahme der Lichtintensität in Prozent mit der Entfernung des Lichtleiters zum auszuhärtenden Material bei Verwendung verschiedener Lichtleiter

		
Homogene Lichtstreuung des parallelen Lichtleiters von bluephase	Lichtstreuung eines Turbo-Lichtleiters (13>8 mm)	Diffuse Lichtstreuung bei vorne angebrachter LED

Abb. 7: Lichtstreucharakteristika verschiedener Lichtleiter

## 1.7 Radiometer

Für den klinischen Erfolg einer Kompositrestauration ist eine ausreichende Lichthärtung von entscheidender Bedeutung. Dazu ist es notwendig, dass die verwendeten Lichtpolymerisationsgeräte eine ausreichende Lichtleistung bieten.

Ungenügende Aushärtung der Komposite ist ein häufiger Grund von Misserfolgen bei der direkten aber auch der indirekten Zahnbehandlung. Nicht vollständig ausgehärtete Füllungsmaterialien können Grund für postoperative Sensibilitäten sein und sogar eine endodontische Behandlung nötig machen.

Aus diesem Grund ist es notwendig, dass die Lichtgeräte einer regelmäßigen Kontrolle unterliegen. Schon allein aus dem Grund, weil die Lichtleistung der Geräte im Laufe der Zeit abnehmen kann.

Aus einer groß angelegten Untersuchung der Universität Mainz (Prof. Ernst) in Praxen niedergelassener Zahnärzte im Rhein-Main-Gebiet ging hervor, dass viele Lichtgeräte nicht die angegebene Lichtintensität aufwiesen. Im Extremfall erreichten sie nicht einmal die Hälfte der vermeintlichen Leistung.

Gerät	Hersteller	Lichtintensität [mW/cm <sup>2</sup> ]		Anteil der Lichtgeräte mit einer Intensität von unter 70% gegenüber der Herstellerangabe
		Angabe des Herstellers	Gemessener Mittelwert	
bluephase*	Ivoclar Vivadent	1100 (± 10%)	1066	0%
Smartlite PS	Dentsply	950	927	0%
Mini L.E.D.	Satelec	1250	872	50%
FlashLite 1401	Discus dental	1400	859	88%
Radii	SDI	1400	825	86%
L.E.Demetron 1	KerrHawe	1000	699	67%
Elipar Freelight 2	3M Espe	1000	602	58%
Translux Power Blue	Heraeus Kulzer	1000	513	100%
Elipar Freelight 1	3M Espe	400	231	88%

Tab. 3: Lichtintensitäten von Polymerisationlampen in der Praxis (C. P. Ernst et al., 2006)

Mit den üblichen kommerziellen Radiometern lassen sich in der Regel nur ungenaue Messungen durchführen. Diese Geräte sind nicht nachkalibrierbar, so dass exakte Werte ausgeschlossen sind. Allenfalls für ungefähre Messungen der Bestrahlungsstärke sind diese Radiometer geeignet. In erster Linie dienen sie dazu die Leistungsabnahme eines Gerätes zu beobachten, so dass der Kunde gegebenenfalls reagieren kann, wenn die erforderliche Lichtmenge nicht mehr erreicht werden kann. Bedingung der Messungen ist jedoch, dass der Durchmesser der Streuscheibe dem Durchmesser des Lichtleiters entspricht. Bei kleineren Lichtleitern werden zu niedrige Werte gemessen, da das Gerät das einfallende Licht auf den Durchmesser der Streuscheibe berechnet. Bei größeren Lichtleitern hingegen werden typischerweise zu hohe Intensitäten angegeben, da die Lichtleistung im Normalfall nicht gleichmäßig über das Austrittsfenster verteilt, sondern von innen nach außen abnehmend ist. Darüber hinaus wirkt sich auch das unterschiedliche Abstrahlverhalten verschiedener Lichtleiter auf das Messergebnis aus, da zwischen dem Lichtleiter und dem Sensor ein räumlicher Abstand vorliegt.



*Abb. 8: Verschiedene kommerzielle Radiometer*

Letztendlich sollen diese Radiometer als Schnelltest dienen, um die Polymerisationsgeräte in der Praxis routinemäßig zu kontrollieren. Nur unter den genannten Voraussetzungen und Einschränkungen sind diese Messgeräte auch für einen Vergleich verschiedener Polymerisationsgeräte geeignet. Auf Grund der unterschiedlich dimensionierten Lichtleiter, die bei den heute verwendeten Polymerisationsgeräten von 5 bis 13 mm stark variieren, besteht für die bislang erhältlichen Radiometer allerdings keine generelle Eignung zur Bestimmung der absoluten Lichtintensität.

### **Ulbrichtkugel**

Zur Bestimmung der absoluten Lichtintensität eignet sich die Ulbrichtkugel.



*Abb. 9: Messung mit der Ulbrichtkugel*

Sie ist unabhängig vom Durchmesser des verwendeten Lichtleiters und der Abstrahlcharakteristik. Mit der Ulbrichtkugel wird die Strahlungsleistung in Watt gemessen. Bei regelmäßiger Kalibrierung erreicht man hier eine Genauigkeit von 5 %. Die Lichtintensität erhält man dann, wenn man den erhaltenen Wert mit dem effektiven Durchmesser des Lichtleiters in Beziehung setzt. Die Lichtintensität wird in  $\text{mW}/\text{cm}^2$  angegeben.

Als anerkanntermaßen recht präzises ( $\pm 5\%$ ) physikalisches Messinstrument ist die Ulbrichtkugel verhältnismäßig teuer.

Da die Ulbrichtkugel die Lichtemissionsleistung als absoluten Wert in  $\text{mW}$  misst, muss die Ermittlung der Strahlenflussdichte in  $\text{mW}/\text{cm}^2$  über die Bestimmung der Lichtemissionsfläche bzw. des entsprechenden Durchmessers ermittelt werden. Diese Fläche muss allerdings individuell bei jedem Lichtpolymerisationsgerät ausgemessen werden. Bezugsgröße ist dabei der effektiv lichtpendende Innendurchmesser der Lichtleiter, die mit Hilfe einer handelsüblichen Schublehre gemessen werden kann. Diese Messung ist jedoch fehlerbehaftet und kann durch den exponentiellen Einfluss zu starken Abweichungen bei der Intensitätsberechnung führen.

### **bluephase meter**

Das bluephase meter ist ein kleines handliches Messgerät, das die absolute Lichtintensität aller LED-Lichtgeräte mit einem runden Lichtaustrittsfenster aufzeigt. Der Zeilensensor ermittelt den Querschnitt des Lichtleiters. Mit dem bluephase meter können LED-Geräte sehr exakt gemessen werden. Es bestimmt selbstständig die Strahlungsleistung und die Abstrahloberfläche. Die Lichtintensität wird dann automatisch berechnet.

Im Wellenlängenbereich von 380 bis 520 nm ermittelt der Sensor linear einheitliche Messwerte. Die Messwerttoleranz beträgt generell  $\pm 20\%$ . Eine Mehrfachbeschichtung des Sensors schützt vor Abnutzung und dem Nachlassen der Messpräzision.

Messgeräte	Kundennutzen	Eigenschaften
Ulbrichtkugel	Exakte Messresultate (vor allem für Studienzwecke)	groß, teuer, nicht für die regelmäßige Messung in der Praxis geeignet
Radiometer und in Lichtgeräte integrierte Radiometer (z.B. bluephase)	Messung der Lichtintensität über den Zeitverlauf (im Praxisgebrauch)	klein, handlich, einfache Bedienung, relativ preiswert, keine genauen Absolutwerte möglich, keine Vergleichswerte, nicht für alle Lichtgeräte geeignet
bluephase meter	Zuverlässige Absolutwerte der Lichtintensität (im Praxisgebrauch)	Radiometer zur Messung der absoluten Lichtintensität, universelle Eignung für alle LED-Lichtleiter mit kreisrundem Austrittsfenster, Vergleichswerte möglich, klein, handlich, einfache Bedienung, relativ preiswert

Tab. 4 Vergleich der Messgeräte zur Bestimmung der Lichtintensität von dentalen Polymerisationslampen



Abb. 10: bluephase meter

Das bluephase meter ist dagegen für alle Arten von LED-Geräten geeignet. Voraussetzung ist nur ein kreisrunder Lichtaustritt. Die Messtoleranzen liegen bei  $\pm 20\%$ .

## 2. Die neue bluephase® Familie - LED für jeden Einsatz

### Vorteile und besondere Merkmale

Die 2. Generation der bluephase-Familie setzt mit der eigens im Haus entwickelten polywave LED neue Standards in der zahnärztlichen Praxis.

### Jedes Material dank polywave LED

Die Fähigkeit sämtliche Dentalmaterialien auszuhärten hängt vom erzeugten Licht ab. Für herkömmliche LED-Geräte ist eine universelle Eignung nicht gegeben. Zu eng ist ihr Emissionsspektrum. Wie ein Halogengerät erzielt die innovative polywave LED der bluephase Familie jedoch ein breites Lichtspektrum von 380 bis 515 nm. Mit der eigens für die Dentalzwecke entwickelten polywave LED ist die bluephase für alle Lichtinitiatoren und somit uneingeschränkt verwendbar.

### Jede Indikation dank Dauerkühlung

Quasi geräuschlos erlaubt ein nicht sichtbar integrierter Ventilator den zeitlichen Gebrauch ohne klinische Grenzen. Statt unangenehmer Unterbrechungen und minutenlanger Wartezeiten macht die bluephase auch die umfangreiche Eingliederung multipler Restaurationen möglich – einschliesslich der konsekutiven Zementierung von bis zu 10 Veneers.

### Jederzeit bereit durch Click & Cure

Ein schnurloses Design auf Basis der modernsten Lithium-Polymer-Akkus bedeutet ultimative Mobilität. Ihre grenzenlose Behandlungsfreiheit erreicht die bluephase durch das smarte Click & Cure System. Für einen jederzeit kontinuierlichen Praxisablauf kann das Handstück mit einem Klick an das Netzkabel der Ladestation angeschlossen und somit auch völlig unabhängig vom eventuell entladenen Akku verwendet werden.

### Die Produkte

Im Vergleich zur klassischen **bluephase (1200 mW/cm<sup>2</sup>)** verfügt die netzbetriebene **bluephase C8 (800 mW/cm<sup>2</sup>)** über minimal reduzierte Eigenschaften, was sich sehr positiv auf den Preis auswirkt. Bei der akkubetriebenen **bluephase 20i** vereint sich maximale Intensität von **2000 mW/cm<sup>2</sup>** im Turbo-Programm mit extrem kurzen Belichtungszeiten für helle und dunkle Composites auf bis zu 5 Sekunden.

Das innovative **bluephase meter** mit einzigartigem Messprinzip dient zur Bestimmung der Lichtintensität von LED-Geräten mit kreisrundem Lichtaustritt.



### 3. bluephase 20i

Mit der bluephase 20i bietet Ivoclar Vivadent AG eine einzigartige Hochleistungs LED – Einheit. Im TURBO-Programm erreicht die bluephase 20i eine Lichtintensität von 2000 mW/cm<sup>2</sup>. Das erlaubt die Aushärtung von Composite-Inkrementen bis zu 5 s.

Gerade bei Vollkeramikrestorationen und bei der kieferorthopädischen Bracketbefestigung, wo konstante und maximale Leistung gefragt ist, spielt die hohe Lichtintensität der bluephase 20i im Turbo-Modus eine wichtige Rolle.

Diese hohe Lichtintensität bedingt auch eine hohe Lichtleistung, so dass die bluephase 20i unter die LED-Norm DIN EN 60825-1 fällt.



Gemäss dieser Norm sind die Geräte entsprechend gekennzeichnet. Ausserdem finden sich Hinweise in der Betriebsanleitung.

Auch auf Grund dieser Tatsache wurden die bluephase und die bluephase 20i im Detail auf mögliche klinische Risiken untersucht. In den Artikeln 5.5 bis 5.7 finden sich Studien zur Pulpaerwärmung, zu Gewebereaktion und zum klinischen Einsatz der bluephase 20i. Obwohl die Studienergebnisse kein erhöhtes Risiko ergeben, wenn die bluephase 20i gemäss der Herstellerempfehlung verwendet wird, sollte der Anwender trotzdem immer mit der entsprechenden Sorgfalt verfahren und im Zweifelsfall auf den HIP Modus ausweichen.

## 4. Technische Daten

	<b>neu</b>		<b>neu</b>	
	<b>bluephase® C8</b> 800 mW/cm <sup>2</sup> ±10%	<b>bluephase®</b> 1.200 mW/cm <sup>2</sup> ±10%	<b>bluephase® 20i</b> 2.000 mW/cm <sup>2</sup> - 2.200 mW/cm <sup>2</sup> LED-Klasse 2	<b>bluephase® meter</b> 300 - 2.500 mW/cm <sup>2</sup> ±20%
<b>Jedes Material</b> (Wellenlängenbereich)	✓ 380 - 515 nm	✓ 380 - 515 nm	✓ 380 - 515 nm	✓ 380 - 515 nm
<b>Jede Indikation</b> (Dauerbetrieb von mind. 10 Min.)	✓	✓	✓	
<b>Jederzeit bereit</b> Click&Cure (optionaler Netzbetrieb)	✓ (Netzbetrieb)	✓	✓	
<b>Maximale Belichtungszeit für Composites</b>	20 Sek.	15 Sek.	10 Sek.	
<b>Maximale Belichtungszeit für Tetric EvoCeram</b>	15 Sek.	10 Sek.	5 Sek.	
<b>Belichtungsprogramme</b>				Bestimmung der Lichtintensität von LED-Lichtgeräten
<b>TURBO</b>  	—	—	2.000 mW/cm <sup>2</sup>	
<b>HIGH Power</b>  	800 mW/cm <sup>2</sup>	1.200 mW/cm <sup>2</sup>	1.200 mW/cm <sup>2</sup>	
<b>LOW Power</b>  	650 mW/cm <sup>2</sup>	650 mW/cm <sup>2</sup>	650 mW/cm <sup>2</sup>	
<b>SOFT Start</b>  	650 / 800 mW/cm <sup>2</sup>	650 / 1.200 mW/cm <sup>2</sup>	650 / 1.200 mW/cm <sup>2</sup>	
<b>Lichtleiter</b>	10 mm schwarz	10 mm schwarz	10>8 mm schwarz	
<b>Stromversorgung</b>	Netzbetrieb (Kann mit Akku nachgerüstet werden)	Lithium-Polymer-Akku ca. 60 Minuten Kapazität/ ca. 2 h Ladezeit	Lithium-Polymer-Akku ca. 45 Minuten Kapazität/ ca. 2 h Ladezeit	3 x LR6 AA 1,5 VDC
<b>Display</b>	OLED Farbdisplay	OLED Farbdisplay	OLED Farbdisplay	Digitale Anzeige im LCD
<b>Garantie</b>	3 Jahre	3 Jahre (Akku 1 Jahr)	3 Jahre (Akku 1 Jahr)	3 Jahre

## 5. Ergebnisse aus externen und internen Studien

### 5.1 Aushärtung von Kompositen

Ob die Initiierung der Lichthärtung effizient ist, kann durch die Untersuchung verschiedener Eigenschaften des polymerisierten Materials verifiziert werden. Bei Kompositen verändern sich Härte, Biegefestigkeit oder das E-Modul in Abhängigkeit der Aushärtung. Mit spektroskopischen Methoden (z. B. Infrarot-Spektroskopie) lässt sich der chemische Umsatz der eingesetzten Monomere bestimmen.

#### 5.1.1 Oberflächenhärte

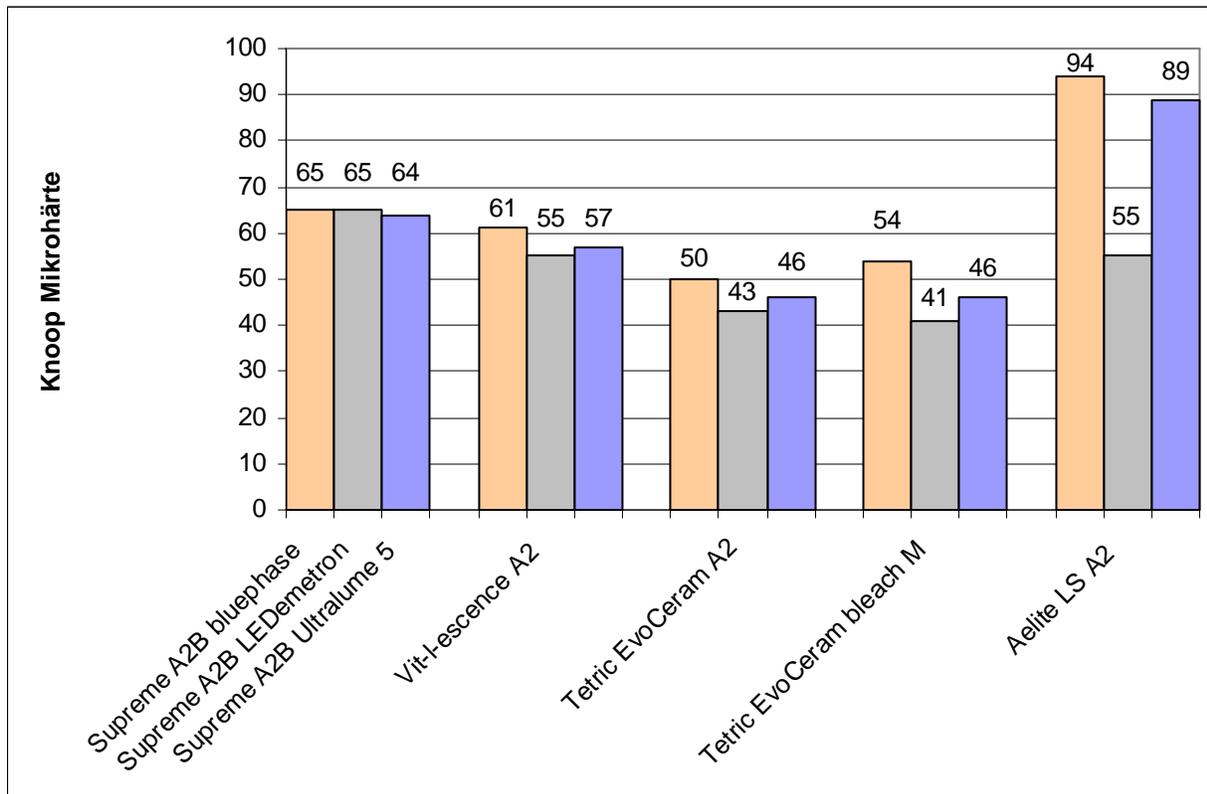


Abb. 11: Oberflächenhärte von fünf verschiedenen Kompositen nach 10 s Belichtung mit bluephase (orange), LEDemetron II (grau) und Ultralume 5 (blau) bei 4 mm Abstand zum Lichtleiter (Price, Halifax, 2007)

Mitbewerberprodukte: Filtek Supreme (3M ESPE), Vit-I-essence, UltraLume 5 (Ultradent), Aelite (Bisco), LEDemetron II (Kerr Hawe)

Die Oberflächenhärte gibt die Aushärtung an der Licht zugewandten Seite wieder und ist direkt abhängig von der Intensität der eingesetzten Strahlung. Die einzelnen Komposite unterscheiden sich in der Endhärte durch ihre unterschiedliche Zusammensetzung. Gewöhnlicherweise gibt die Oberflächenhärte einen direkten Zusammenhang mit der Lichtleistung der verwendeten Polymerisationsgeräte wieder. Die grossen Unterschiede bei Aelite deuten auf die Verwendung eines Initiators hin, der bei niedriger Wellenlänge absorbiert.

Eine Standardprüfung für Komposite bestimmt die Durchhärtungstiefe, die neben der Intensität der Lampe noch von den Absorptionseigenschaften des Komposits und seinen Bestandteilen

abhängt. In der vorliegenden Studie wurden Probekörper mit einer Dicke von 2 mm bestrahlt. Neben der Oberflächenhärte wurde auch die Mikrohärtigkeit auf der abgewandten Seite bestimmt.

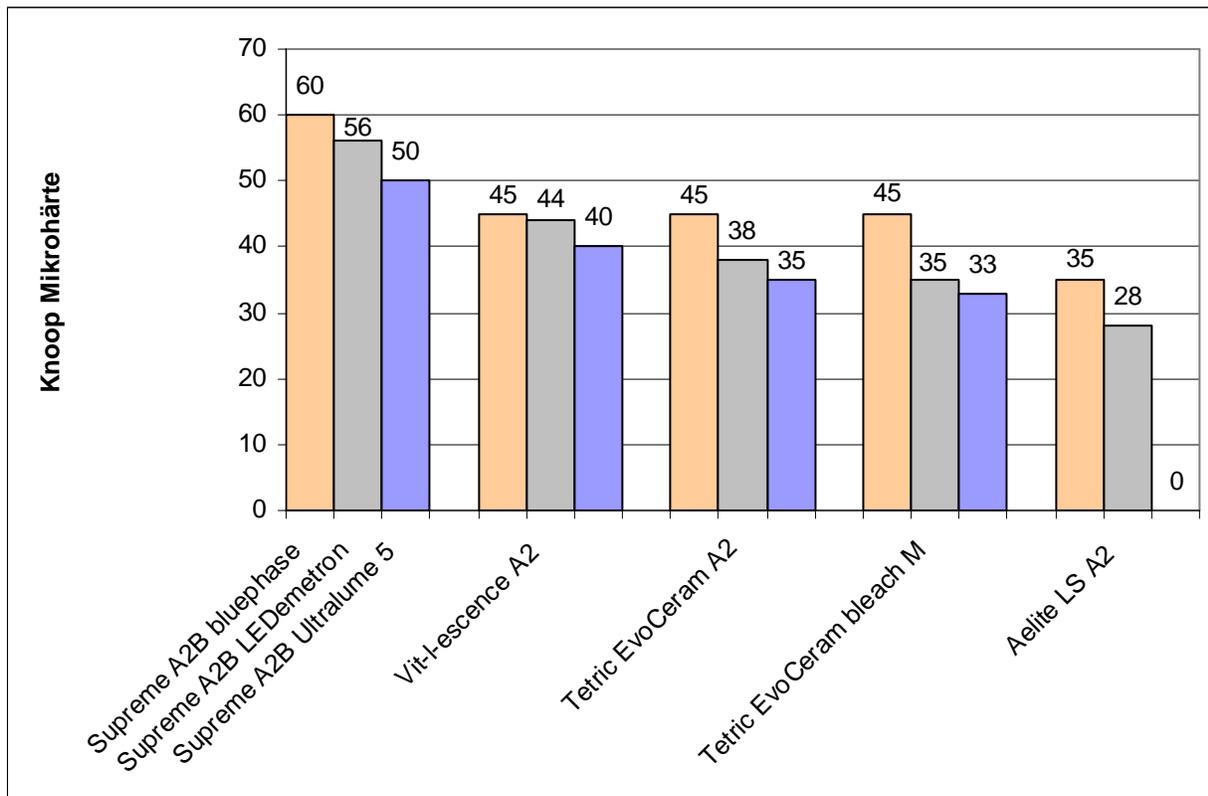


Abb. 12: Mikrohärtigkeit an der abgewandten Seite von fünf verschiedenen Kompositen nach 10 s Belichtung mit bluephase (orange), LEDemetron II (grau) und Ultralume 5 (blau) bei 4 mm Abstand zum Lichtleiter (Price, Halifax, 2007)

Mitbewerberprodukte: Filtek Supreme (3M ESPE), Vit-I-essence, UltraLume 5 (Ultradent), Aelite (Bisco), LEDemetron II (Kerr Hawe)

Die Lichtleistung hat einen wesentlichen Einfluss auf die Durchhärtungstiefe der bestrahlten Komposite. Das ist vor allem dann relevant, wenn durch zahntechnische Arbeiten wie Keramik oder Komposite belichtet werden muss. Im vorliegenden Fall hat sich bluephase bei allen untersuchten Kompositen als überzeugend bestätigt.

### 5.1.2 Härteprofil

Das Härteprofil gibt den Verlauf der Polymerisation über die gesamte Kompositdicke wieder. Je nach Lichtintensität und Zusammensetzung des Komposits nimmt die Härte mit dem Abstand zur bestrahlten Oberfläche ab. Grund ist die Abnahme der Lichtintensität durch Absorption an Farbkörpern und Ablenkung an Füllstoffpartikeln. Eine so genannte "80 %-Regel" besagt, dass 80 % der Oberflächenhärte noch als ausreichende Durchhärtung bezeichnet werden kann.

2 mm dicke Prüfkörper aus Tetric EvoCeram A3 wurden 10 s mit dem Vorgängermodell und mit der bluephase von einer Seite ("top") ausgehärtet. Nach dem Aushärten werden die Härten an der Oberfläche und der Unterseite bestimmt und miteinander verglichen. Das Vorgängermodell und die bluephase unterscheiden sich neben dem Wellenlängenspektrum auch durch den

verwendeten Lichtleiter. Während die bluephase einen parallelen Lichtleiter ( $\varnothing$  10 mm) besitzt, ist die alte mit einem Turbolichtleiter ( $\varnothing$  13 > 8 mm) ausgestattet.

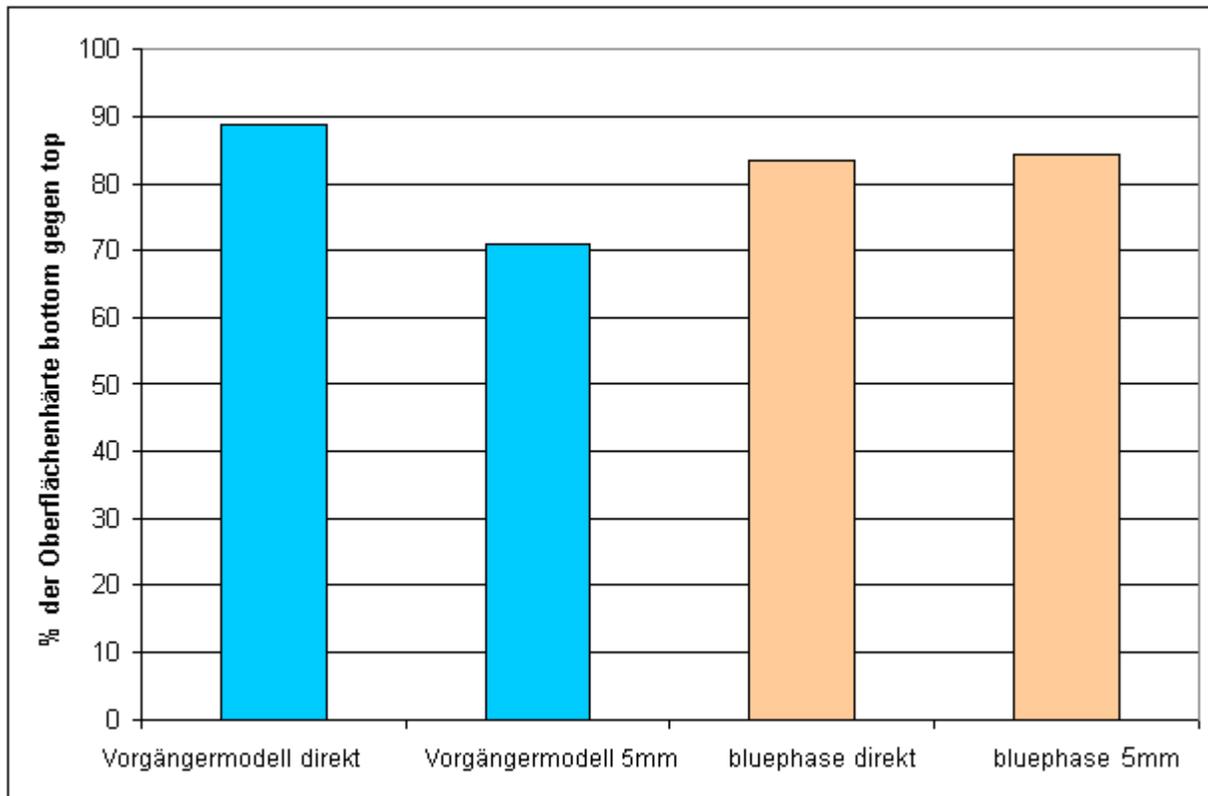


Abb. 13: Unterschiede in der Durchhärtung von Lichtgeräten mit unterschiedlichem Lichtleiter (parallel gegen Turbo) bei Abständen von 0 und 5 mm. (Price, Halifax, 2007)

Die ungünstigere Lichtstreucharacteristik des Turbolichtleiters macht sich bei einer Entfernung des Lichtleiters von 5 mm über der Oberfläche im Unterschied der Härte an der Oberfläche (top) und der Unterseite (bottom) bemerkbar.

In der zahnärztlichen Praxis muss allerdings häufig mit einem Abstand zur zu bestrahlenden Oberfläche gerechnet werden. Bei tiefen Kavitäten oder schwer zugänglichen Approximaloberflächen ist die Entfernung zum Lichtleiter am ungünstigsten. In der Literatur (Price, 2000) wird berichtet, dass bei einem Abstand von 6 mm bei einem parallelen Lichtleiter die Lichtintensität auf 50 % abfällt, beim Turbolichtleiter gar auf 23 %.

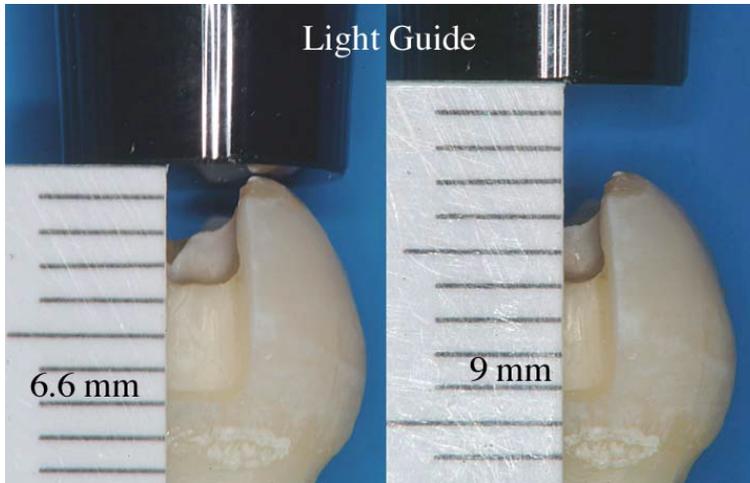
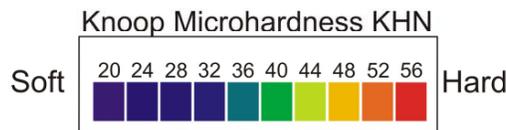
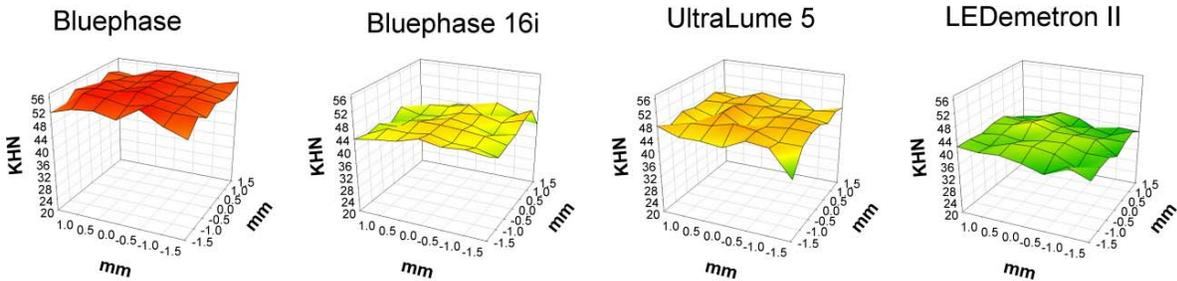


Abb. 14: Abstand des Lichtleiters über der Kompositfüllung in der Realität

Um der Realität Rechnung zu tragen wurden Härtemessungen auf der Oberfläche und der Unterseite von 2 mm dicken Prüfkörpern aus Tetric EvoCeram Bleach M durchgeführt, bei denen der Lichtleiter 4 mm bzw. 8 mm von der Oberfläche entfernt war.

### Evoceram M @ 4mm Distance

#### Top Surface



#### Bottom Surface

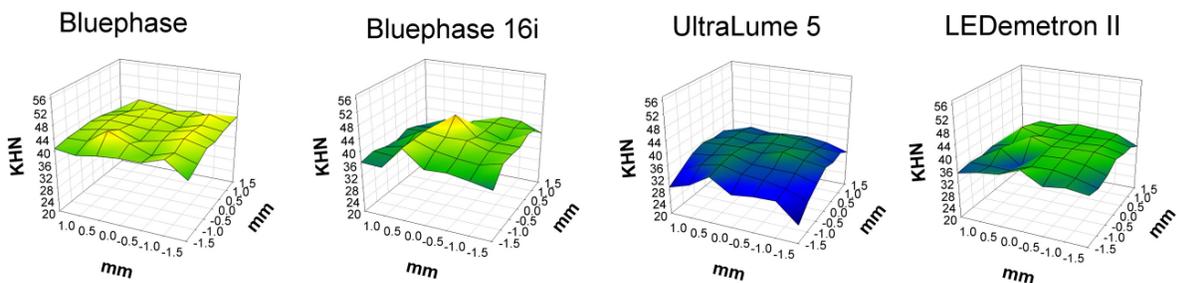


Abb. 15: "Surface Mapping" der Knoop Mikrohärte von Tetric EvoCeram nach 10 s Bestrahlen mit verschiedenen Lichtgeräten. Abstand des Lichtleiters: 4 mm (Price, Halifax, 2007)

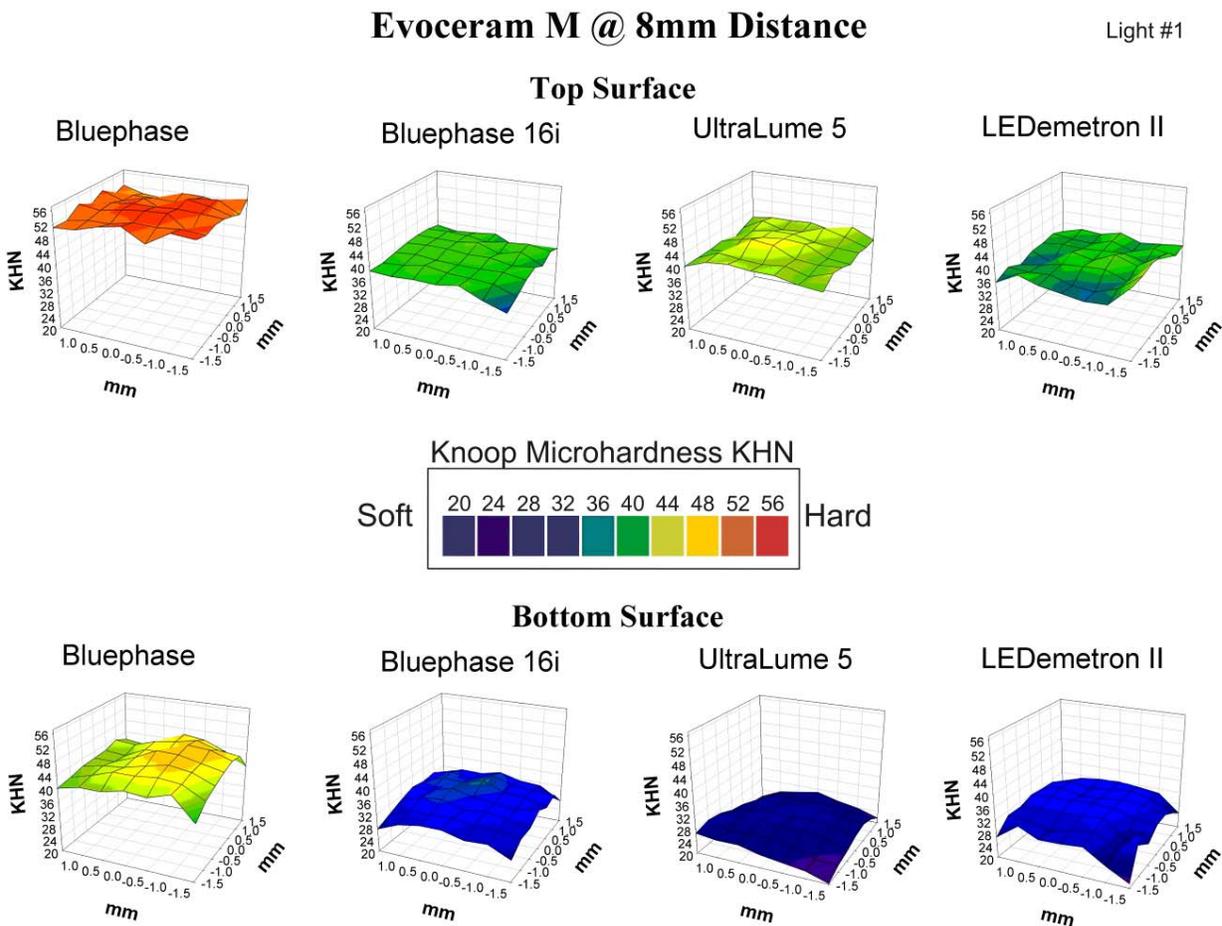


Abb. 16: "Surface Mapping" der Knoop Mikrohärte von Tetric EvoCeram nach 10 s Bestrahlen mit verschiedenen Lichtgeräten. Abstand des Lichtleiters: 8 mm (Price, Halifax, 2007)

bluephase bestätigt, dass selbst bei einem Lichtleiterabstand von 8 mm noch eine Aushärtung an der Unterseite des sehr opaken Bleachkomposits erreicht wird. Damit weist sie die anderen untersuchten Lichtgeräte auf die Plätze.

### 5.1.3 Aushärtung von Kompositen mit Campherchinon-freien oder –reduzierten Kompositen

Durch den steigenden Marktanteil von Polymerisationslampen auf LED-Basis, die nur einen engen Spektralbereich um 470 nm abdecken, wurden die meisten Kompositformulierungen ganz auf Campherchinon als Initiator umgestellt. Campherchinon hat allerdings den Nachteil, dass es selber intensiv gelb ist und erst während der Aushärtung die Farbe verliert. Das kann zur Folge haben, dass der Farbeindruck der Paste und des ausgehärteten Komposites unterschiedlich sind. Ausserdem können die Zersetzungsprodukte im Laufe der Zeit unter Lichteinfluss nachdunkeln. Vor allem bei Anwendungen im Frontzahnbereich kann das unter Umständen zu ästhetischen Problemen führen.

Mit dem halogen-ähnlichen Spektrum der bluephase sollte die Aushärtung von Kompositen mit PPD oder Lucirin TPO als Initiator keine Probleme bereiten.

Im Folgenden wurde die Aushärtung von experimentellen Kompositformulierungen auf der Basis von Tetric Ceram mit bluephase im Vergleich zum Vorgängermodell und einer Halogenlampe mit vergleichbarer Lichtintensität untersucht.

	Anteil CC	Anteil Lucirin	Anteil PPD
Komposit 1	0.3 %		
Komposit 2	0.15 %	0.4 %	
Komposit 3		0.8 %	
Komposit 4	0.15 %		0.15 %
Komposit 5			0.3 %

Tab.5: Experimentelle Kompositformulierungen mit unterschiedlichem Anteil von Initiatoren in der Monomermischung (Campherchinon (CC), Lucirin TPO, Phenylpropandion (PPD))

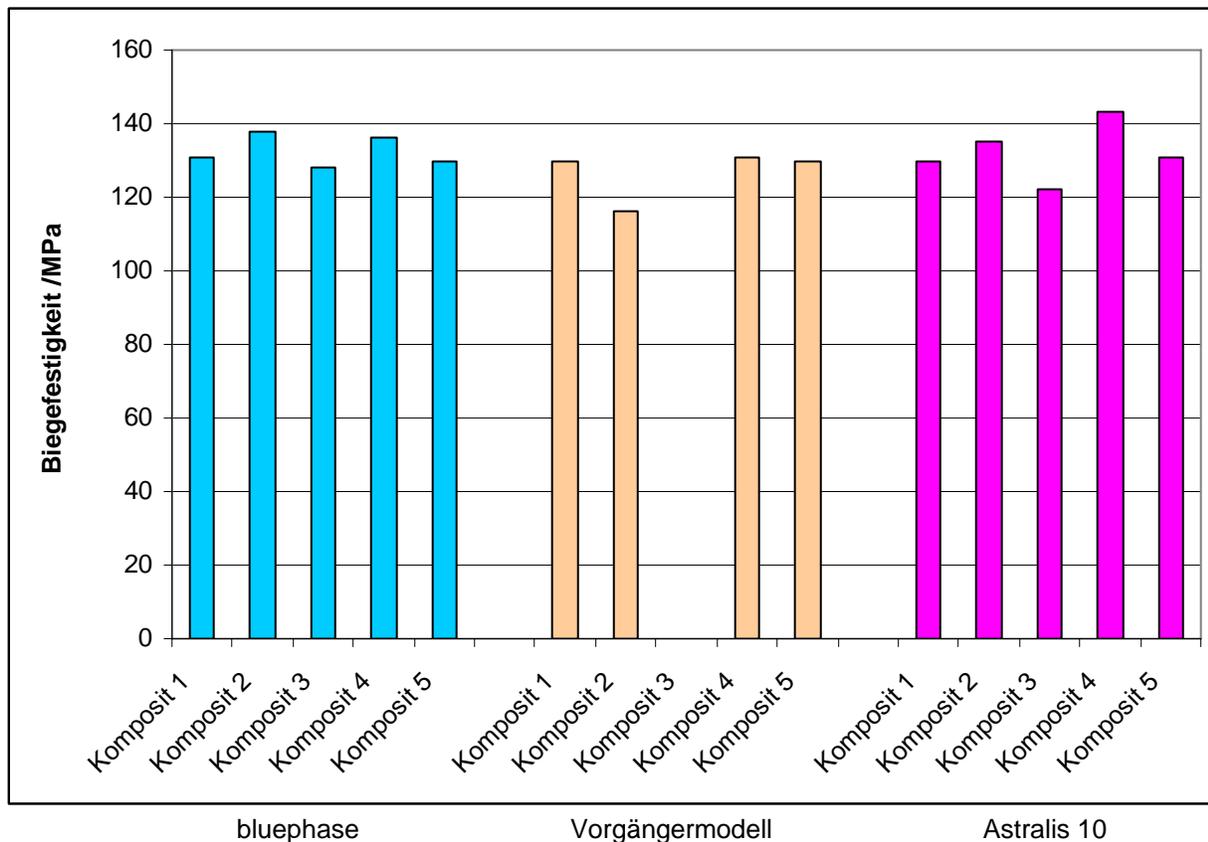


Abb. 17: Biegefestigkeiten verschiedener experimenteller Kompositformulierungen mit unterschiedlichem Initiatorgehalt (siehe Tab. 2) nach 20 s Aushärtung mit dem Vorgängermodell und der bluephase im High Power Modus. (F&E, Schaan, 2007)

Die enge Spektralverteilung der bluephase erlaubt bei einer Belichtungszeit von 20 s eine adäquate Aushärtung auch der Campherchinon-reduzierten Formulierungen. Bei einem Komposit, das nur auf Lucirin TPB basiert, schlägt die Auspolymerisation allerdings fehl. So wie bei den Halogengeräten ermöglicht bluephase mit dem Breitbandspektrum auch die Aushärtung dieses Komposits. Es ist also opportun von einem Halogen-ähnlichen Lichtspektrum der bluephase zu sprechen.

In stark saueren Adhäsivformulierungen wird das Campherchinon allmählich chemisch verändert. Man behilft sich dabei mit einer grösseren Menge des Initiators oder mit säurestabileren Initiatoren, wie Lucirin TPO. Die Verwendung der Breitband-LEDs sollte auch hier eine Aushärtung der Campherchinon-freien Formulierungen ermöglichen.

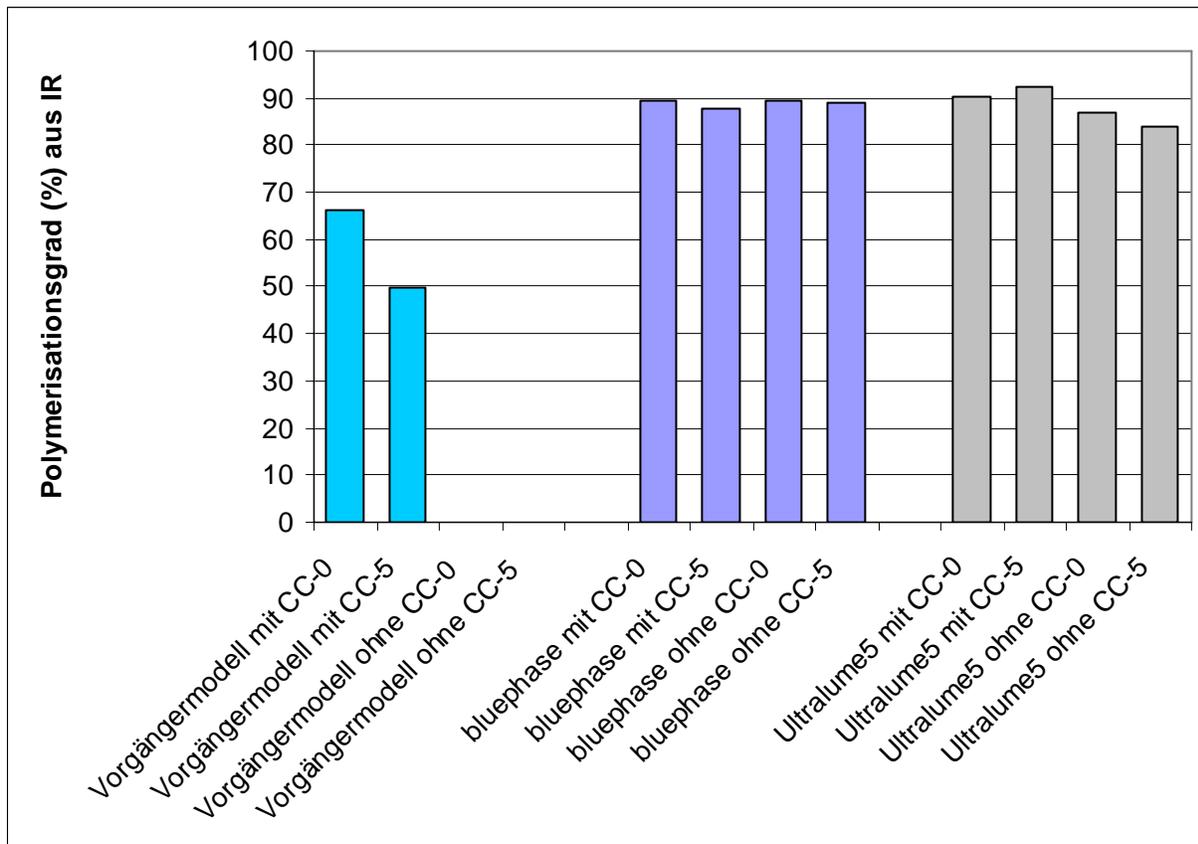


Abb. 18: Aushärtung des Adhäsivs Excite mit und ohne Campherchinon nach 10 s Bestrahlung im Low Power Modus mit Lichtleiterabstand 0 und 5 mm. Messung des Doppelbindungsumsatzes mit ATR-IR (Ilie, München, 2007)

Im oben beschriebenen Versuch wurden zwei Excite-Formulierungen ausgewählt. Während die eine Serie Campherchinon (CC) wie im Verkaufsprodukt enthält, wurde in der zweiten Serie Campherchinon gegen Lucirin TPO ausgetauscht. Mittels ATR-IR-Spektroskopie wurde der Doppelbindungsumsatz in einem dünnen Film untersucht.

Während die Breitband-LED-Geräte beide Versionen des Adhäsivs aushärteten, konnte das Campherchinon-freie Excite mit einer konventionellen LED mit engem Lichtspektrum nicht auspolymerisiert werden.

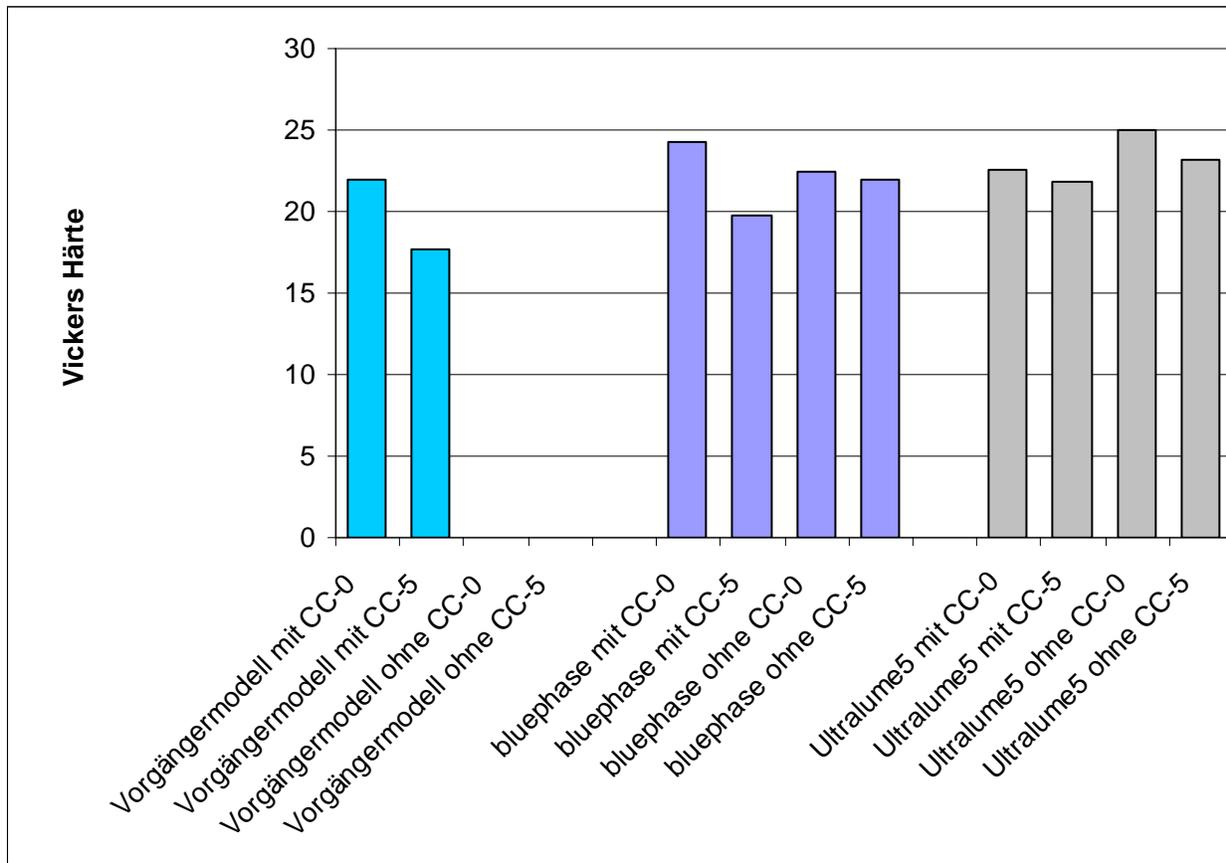


Abb. 19: Aushärtung des Adhäsivs Excite mit und ohne Campherchinon nach 10 s Bestrahlung im Low Power Modus mit Lichtleiterabstand 0 und 5 mm. Messung der Vickers Härte. (Ilie, München, 2007)

Auch nach Bestimmung der Vickers Härte bestätigte sich die Aushärtung der Campherchinon-freien Adhäsivformulierungen mit den Breitband-LEDs.

## 5.2 Aushärtung von Adhäsiven

Bei unvollständiger Aushärtung verringern sich die Scherhaftwerte von adhäsiven Befestigungen auf Dentin und Schmelz. Deshalb sollen die Haftwerte von Excite und AdheSE nach Aushärtung mit einer bluephase im Vergleich zur Halogenlampe Astralis 7 miteinander verglichen werden.

Excite: Die Dentinoberfläche wird mit Phosphorsäuregel angeätzt, das Excite 10 s aufgetragen. Anschliessend wird 10 s belichtet. Als Komposit wird Tetric Ceram in zwei Schichten aufgetragen, wobei diese jeweils für 40 s belichtet werden.

AdheSE: Der Primer wird gemäss Gebrauchsinformation auf das Dentin aufgetragen. Nach dem Verblasen wird das Bonding aufgetragen und 10 s belichtet. Als Komposit wird Tetric Ceram in zwei Schichten verwendet, wobei diese jeweils für 40 s belichtet werden.

Die Belichtung des Adhäsivs erfolgt bei bluephase im Low Power Modus.

Die Probekörper werden vor der Haftmessung 24 h bei 37 °C in Wasser gelagert.

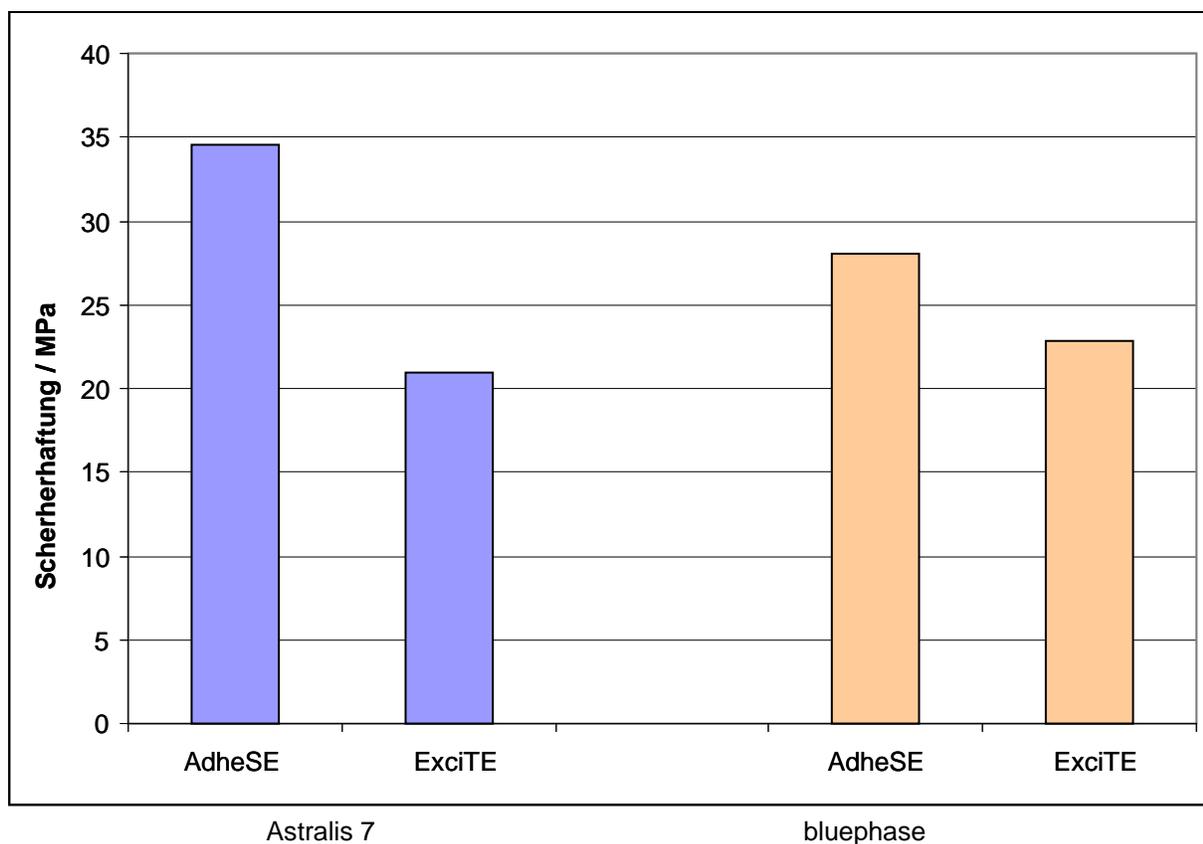


Abb. 20 :Scherhaftwerte von AdheSE und Excite auf Dentin nach Aushärtung mit bluephase und Astralis 7 zum Vergleich (F&E, Schaan, 2007)

Resultat: Die mit der bluephase im Low Power Modus erzielten Haftwerte liegen bei beiden Adhäsiven auf Dentin im gleichen Bereich wie die mit Astralis 7 (Adhäsiv-Modus), bei gleicher Belichtungszeit, erreichten Haftwerte.

Die Exothermiezeit gibt die Polymerisationsgeschwindigkeit während der Aushärtung wieder. Bestimmt wird sie durch das Maximum der freiwerdenden Polymerisationsenergie gemessen mit einem Temperaturfühler. Eine kürzere Exothermiezeit kann eine effizientere Lichtausbeute bedeuten.

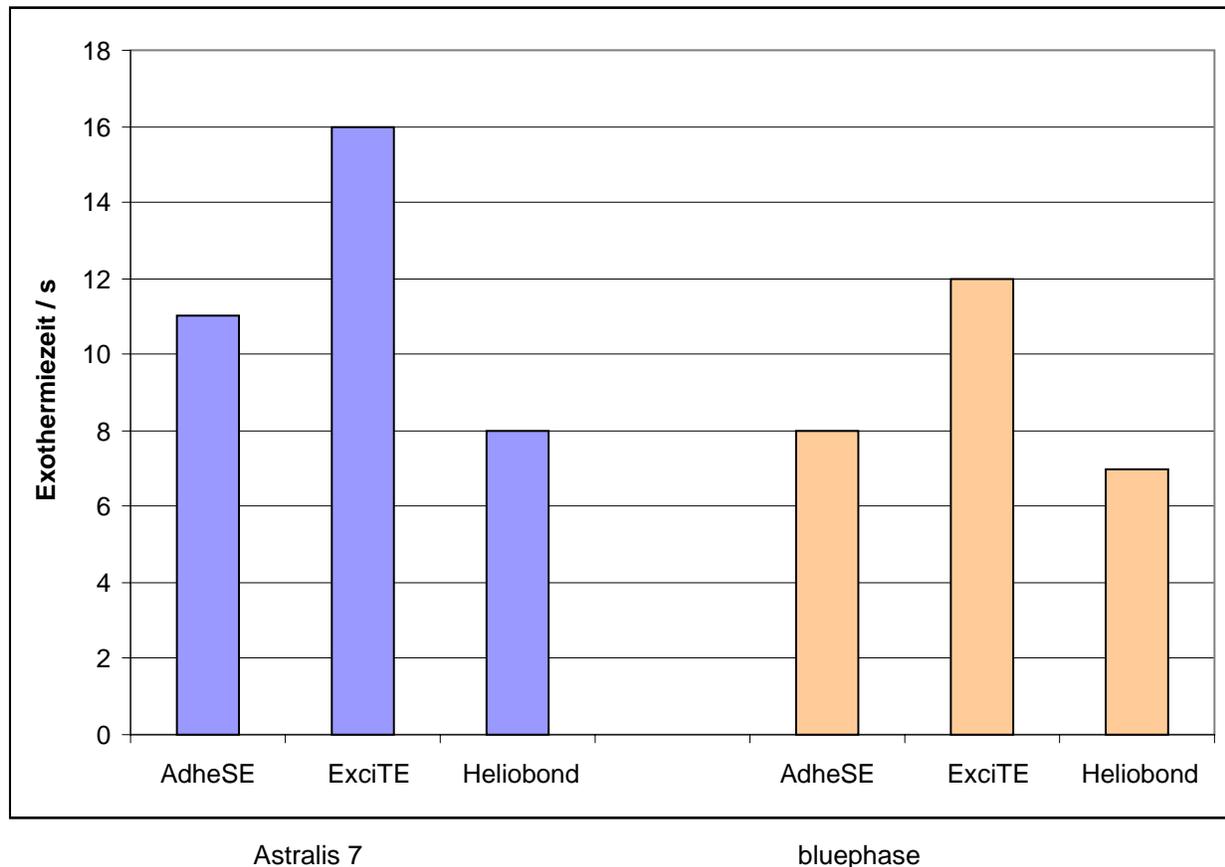


Abb. 21: Exothermiezeiten für AdheSE, ExciTE und Heliobond während der Aushärtung mit Astralis 7 und bluephase (Low Power Modus) (F&E, Schaan, 2007)

Die Exothermiezeiten für die Aushärtung mit bluephase sind kürzer als mit Astralis 7.

### 5.3 Schrumpfungsspannung

Da Composites bei der Aushärtung einer Volumenreduktion unterliegen, kommt es zu einer Schrumpfungsspannung, die negative Auswirkungen auf die Versorgung haben kann. Die auftretende Spannung hängt von der Polymerisationskinetik ab. Je schneller die Reaktion abläuft, umso höher kann die auftretende Schrumpfungskraft sein. Aus diesem Grund wurde die Polymerisationsspannung an dem Composit Tetric EvoCeram A2 verglichen, das mit verschiedenen Polymerisationsgeräten ausgehärtet wurde.

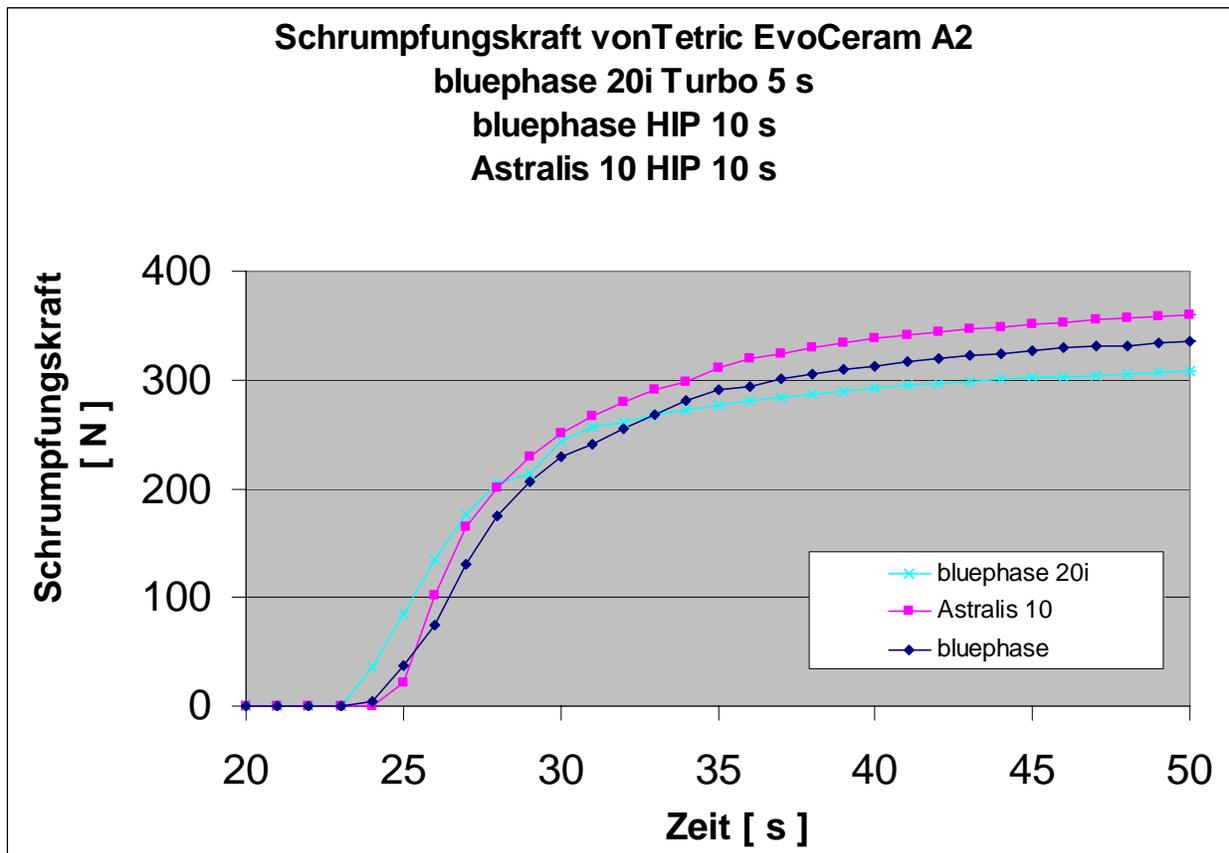


Abb. 22: Messung der Schrumpfkraft von Tetric EvoCeram bei der Aushärtung mit bluephase, bluephase 20i und Astralis 10 (Burtscher, Ivoclar Vivadent AG 2008).

Auf Grund der schnelleren Polymerisation nimmt die Schrumpfungsspannung im Vergleich zu der regulären bluephase früher zu. Über die gesamte Polymerisationszeit betrachtet ist der Absolutwert der gesamten Schrumpfungskraft nicht höher als bei bluephase oder Astralis 10.

#### 5.4 Durchhärtung durch Keramik

Licht- und dualhärtende Composites werden für die adhäsive Befestigung von indirekten restaurativen Materialien verwendet. Besonders bei vollkeramischen Restaurationen auf der Basis von glaskeramischen Werkstoffen wird die adhäsive Befestigung mit Composites empfohlen. Auf Grund der Opazität dieser Materialien ist allerdings die Menge des Lichts, die effektiv auf das Composite trifft stark reduziert. Aus diesem Grunde enthalten die meisten Befestigungscomposites auch Initiatoren für die Selbsthärtung.

Aus ästhetischen Gründen verzichtet man bei einsehbaren und transluzenten Keramiken gerne auf den selbsthärtenden Katalysator, der zumeist Amine enthält, die über die Jahre nicht lichtstabil sind. So werden im Frontzahnbereich z. B. bei Keramikveneers rein lighthärtende Befestigungssysteme wie das Variolink Veneer verwendet.

Spätestens hier stellt sich die Frage des neugierigen Dentalspezialisten, ob genug Licht durch die Krone oder das Inlay gelangt um eine ausreichende Aushärtung des Composites zu gewährleisten.

Frau Dr. Ilie vom Lehrstuhl Prof. Hickel an der LMU München analysierte die Auswirkung verschiedener Keramiktypen, Schichtstärken und Lichtdurchlässigkeiten auf die Aushärtung eines rein lighthärtenden Composites (Variolink II Base).

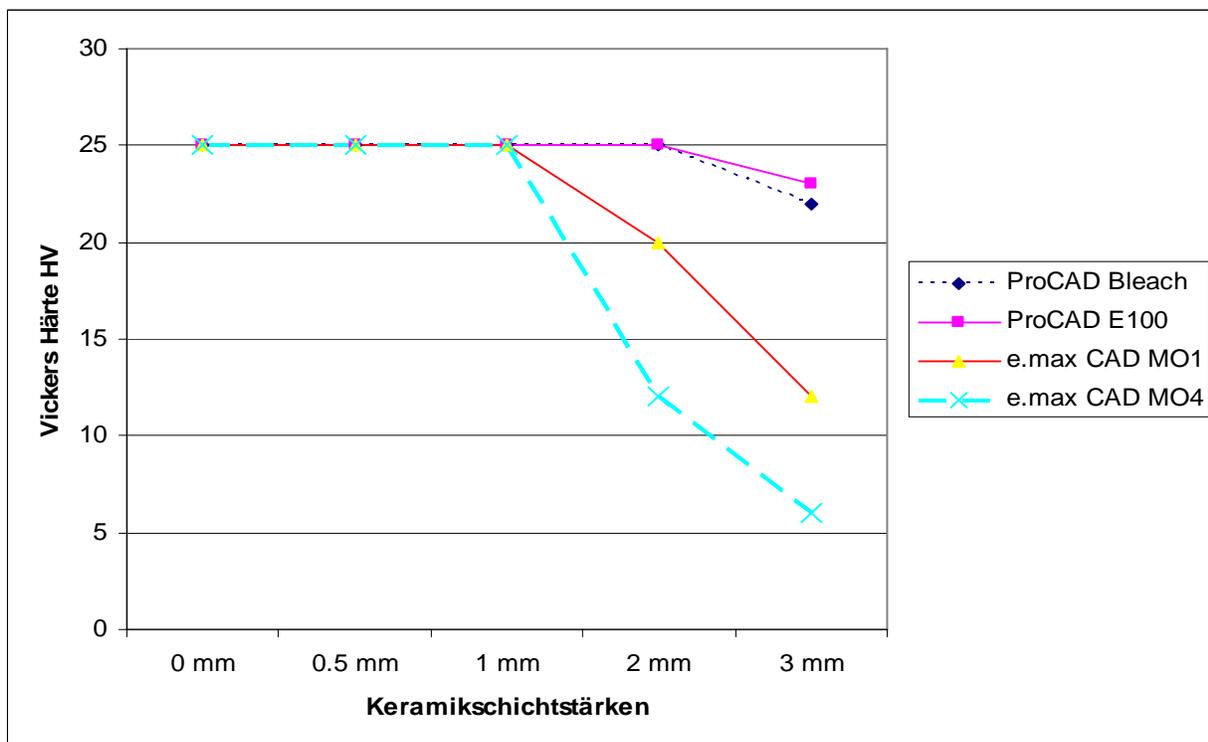


Abb. 23: Vickershärte von Variolink II Base nach Aushärtung durch verschiedene Keramikschichtstärken (ProCAD und IPS e.max CAD) mit einer bluephase (Ilie, München, 2007)

ProCAD war eine relativ transluzente Leuzitkeramik (vergleichbar mit IPS Empress CAD), IPS e.max CAD MO ist eine eher opake Lithiumdisilikat-Gerüstkeramik. Bei der transluzenten Keramik lässt sich das Komposit bis zu einer Keramikschichtstärke von 3 mm vollständig

aushärten, während bei der opakeren Keramik bei einer Schichtstärke von 2 mm bereits ein Härteabfall zu verzeichnen ist. In diesem Fall sind dualhärtende Befestigungscomposites vorzuziehen.

### 5.5 Exothermie und Temperaturerhöhung an der Pulpa

Die hohe Lichtleistung von  $1200 \text{ mW/cm}^2$  erzeugt auch Wärme, die zu spüren ist, 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 Pulpakavum so hoch ist, dass das Gewebe irreversibel geschädigt wird.

Bei Prof. Rueggeberg, Medical College of Georgia, wurde eine Untersuchungsmethode zur Pulpaerwärmung entwickelt, die bereits einige Nachahmer gefunden hat.

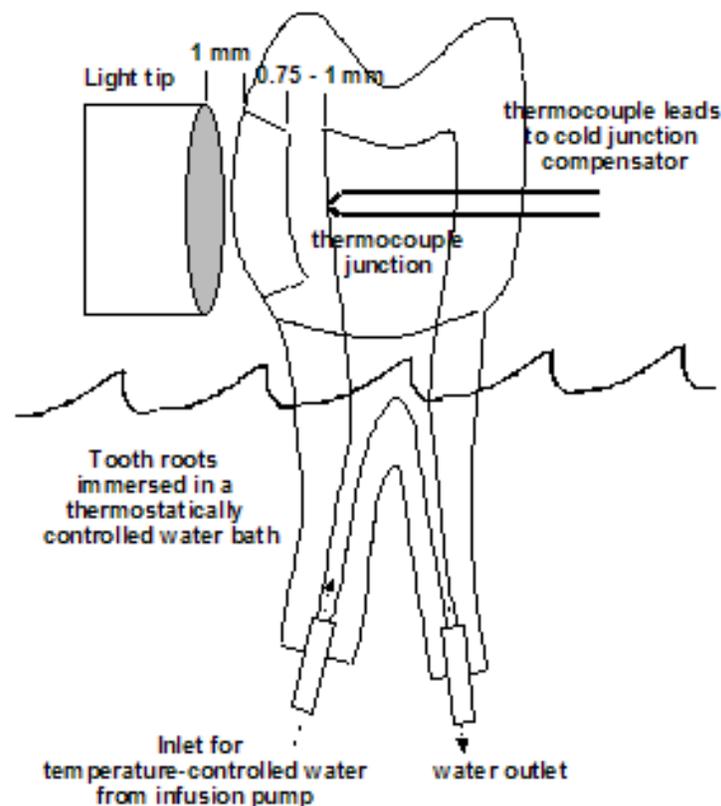
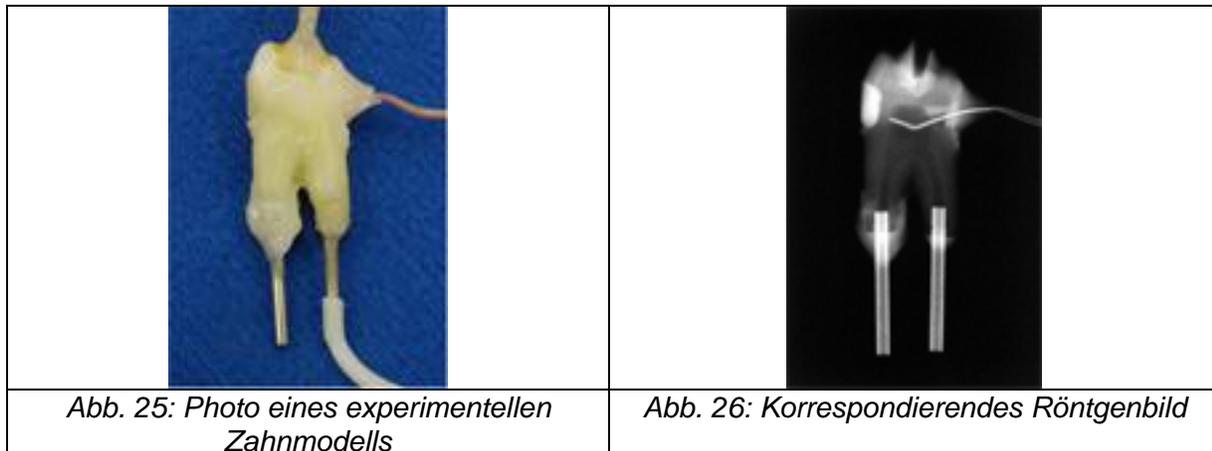


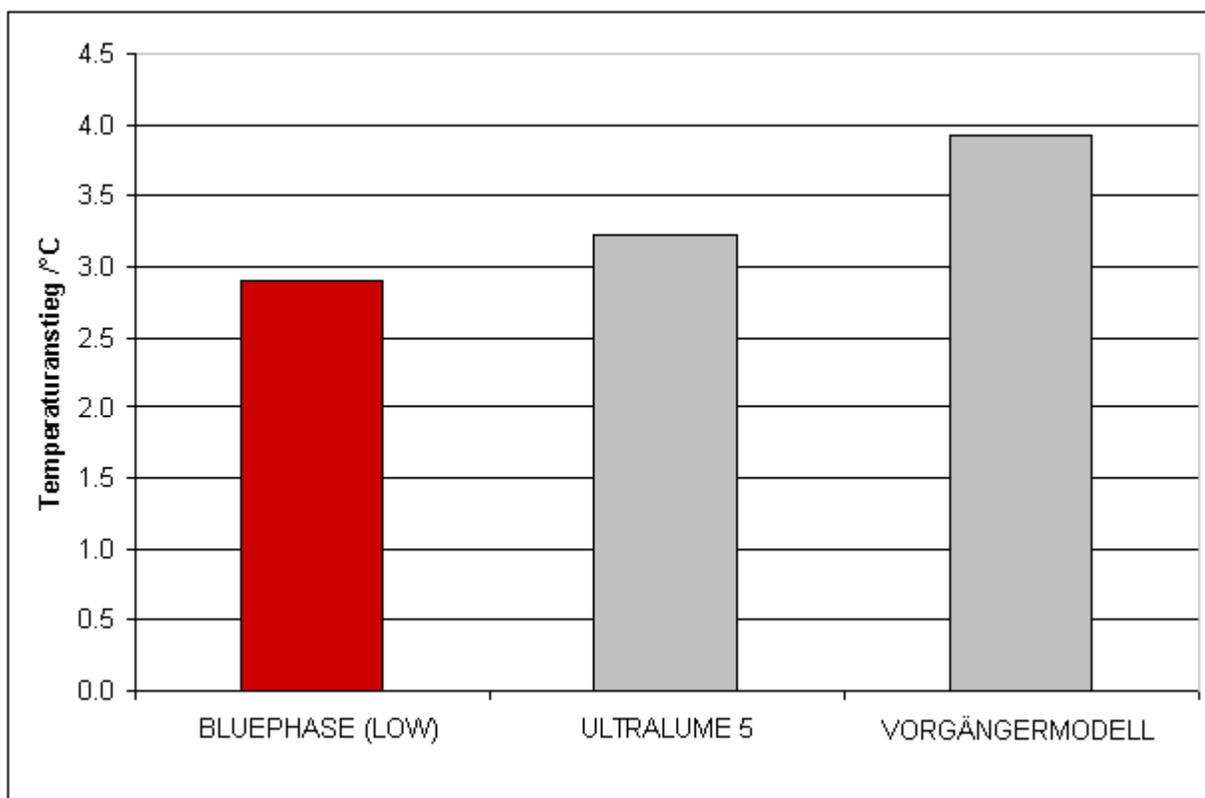
Abb. 24: Schema der Temperaturmessung im Pulpenkavum bei Bestrahlung einer bukkalen zylindrischen Kavität.

In einem Prämolaren wird eine zylindrische Kavität bukkal präpariert, so dass die Wand zum Pulpakavum 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 Pulpenkavum präpariert, durch den ein Temperatursensor verlegt wird. Die Zahnwurzeln tauchen in ein auf  $34 \text{ }^\circ\text{C}$  temperiertes Wasserbad.

Der Lichtleiter wird in einen Abstand von 1 mm zur Kavitätenoberfläche gehalten.



Bevor die erste Kompositenschicht eingebracht wird, wird das Adhäsiv aufgetragen. Bei diesem Schritt befindet man sich am nächsten zur Pulpa. Die Belichtung erfolgt im Low Power Modus mit ca.  $650 \text{ mW/cm}^2$ .



*Abb. 27: Temperaturerwärmung nach 10 s Bestrahlung im Aushärtungsmodus für Adhäsive (Rueggeberg, Augusta, 2007)*

Der Temperaturanstieg mit bluephase ist im Rahmen vergleichbarer Lichtgeräte und mit unter  $3 \text{ °C}$  relativ niedrig.

Im zweiten Schritt wird ein Inkrement (ca. 2 mm) von Tetric Ceram in der Kavität aufgetragen. Die Polymerisation erfolgt im High Power Modus. Die Temperatur wird nach 10 s und nach 20 s dokumentiert. bluephase wird mit einer weiteren experimentellen Lampe von Ivoclar Vivadent AG, mit Ultralume 5 und mit dem Vorgängermodell verglichen.

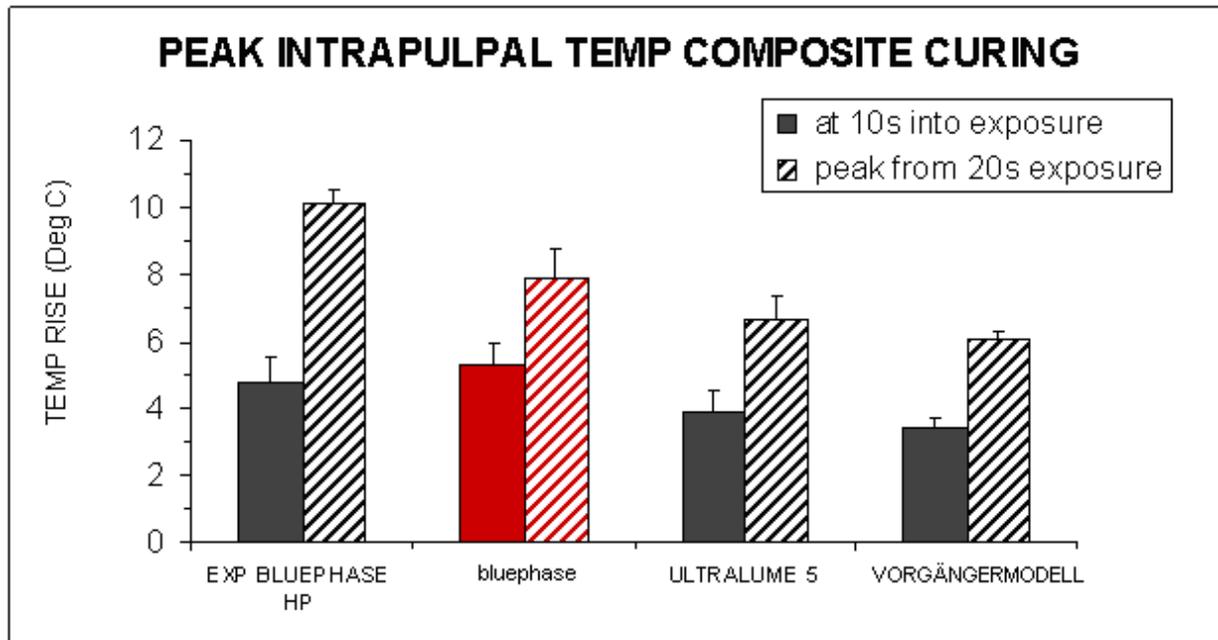


Abb. 28: Temperaturerwärmung nach Bestrahlung des ersten Kompositinkrements im High Power Modus. (Rueggeberg, Augusta, 2007)

Nach der empfohlenen Polymerisationszeit von 10 s wird ein Temperaturanstieg von 5.5 °C verzeichnet.

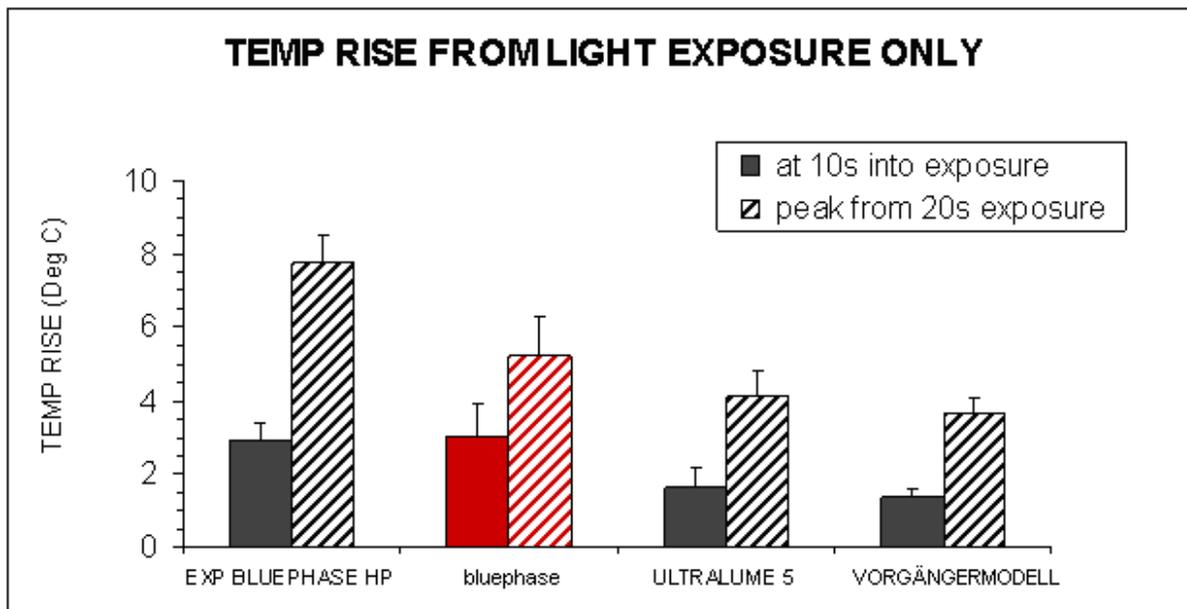


Abb. 29: Temperaturerwärmung nach direkter Bestrahlung des Kavitätenbodens ohne Komposit (Rueggeberg, Augusta, 2007)

Der reine Einfluss der Polymerisationslampe auf den Temperaturanstieg ist weit geringer. Aus dieser Messung lässt sich auch die reine Temperaturentwicklung durch die Exothermie der Polymerisationsreaktion bestimmen.

Aus diesen Untersuchungen und weiteren internen Tests zur Temperaturentwicklung im Pulpabereich, lassen sich keine erhöhten Risiken für die Vitalität des Zahnes im Vergleich zu bereits etablierten Polymerisationsgeräten schliessen. Nach dem aktuellen Wissenstand ist die Verwendung der bluephase sicher, wenn nach den Vorgaben der Betriebsanleitung und dem gesunden Menschenverstand vorgegangen wird.

Die bluephase 20i wurde den gleichen Versuchsbedingungen unterzogen.

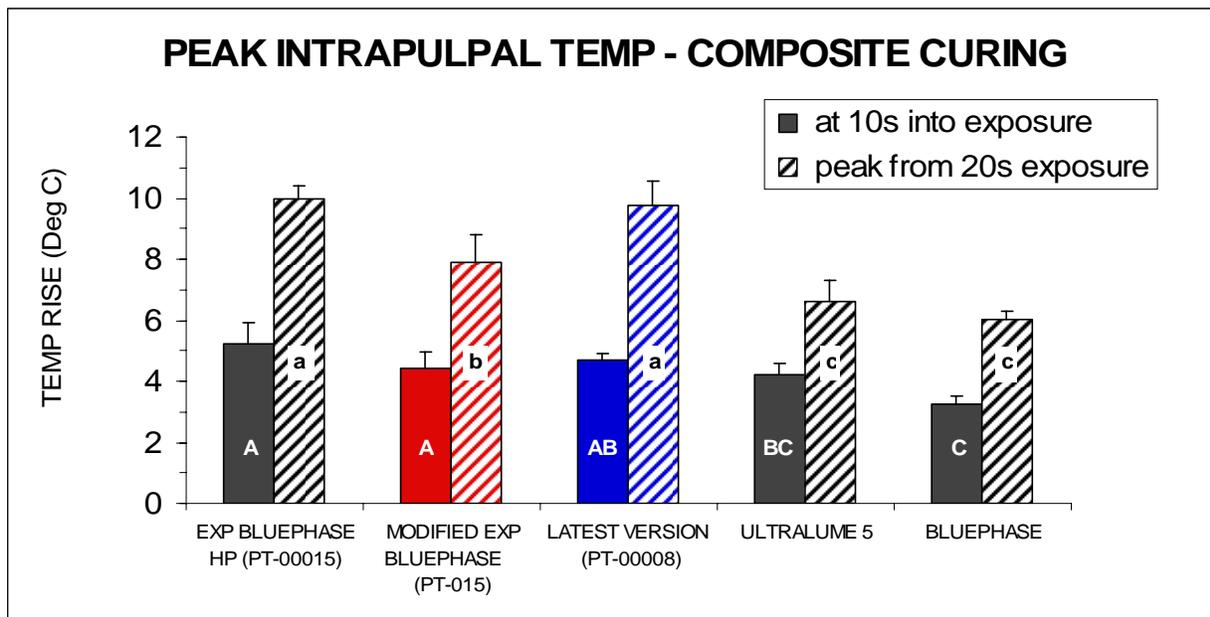


Abb. 30: Temperaturerwärmung nach Bestrahlung des ersten Kompositinkrements im High Power Modus bzw. im Turbo-Modus der bluephase 20i (blauer Balken). (Rueggeberg, Augusta, 2007)

Der Prototyp PT-00008 (mittlere Balken) zeigt wie erwartet die höchste Wärmeentwicklung, wenn der Turbo-Modus für das erste Composite-Inkrement angewendet wird. Aus diesem Grund wird dieser intensivste Belichtungsmodus kontinuierlich nur 5 s laufen.

## 5.6 Temperatureinfluss auf Weichgewebe

Der Einfluss der direkten Exposition von Weichgewebe an das Polymerisationslicht wurde an lebenden Ratten an der SUNY in Buffalo untersucht. Nach einem Standardmodell wurde in der Arbeitsgruppe von Prof. Munoz das Wangengewebe dem Turbo-Strahl der bluephase 20i für 5 s und 10 s ausgesetzt und nach 30 min, 24 h und 7 d histologisch untersucht. Bei einer Bestrahlungszeit von 5 s konnte keine Nekrose detektiert werden. Bei einer Bestrahlungszeit von 10 s traten Nekrosen auf. Nach 7 d war allerdings das betroffene Gewebe wieder vollständig ausgeheilt. Auch auf Grund dieser Resultate wird eine Belichtungseinstellung für 5 s empfohlen.

### 5.7 Klinische Erfahrung mit der bluephase 20i

Ein Prototyp der bluephase 20i wurde im Praxisbetrieb der internen Klinik bei Dr. Peschke eingesetzt. Bei indikationsgemässer Verwendung (5 s im Turbo-Modus) ist kein negativer oder kritischer Vorfall an Patienten zu verzeichnen. Weder wurde von Patienten eine unangenehme Hitzeentwicklung bemerkt, noch wurde ein Zahn devital. Ähnliche Erfahrungen wurden bei einem Feldtest in Buffalo gemacht, der von Prof. Munoz betreut wurde. Auch hier ist kein negativer Vorfall, der sich auf die hohe Lichtintensität der LED-Lampe bezieht, zu vermelden.

### 5.8 Externe Untersuchung zum bluephase meter an der Universität Mainz

Untersuchungen u. a. in USA zeigten, dass es mit den herkömmlichen Radiometern nicht möglich ist, Vergleiche zwischen unterschiedlichen Lichtgeräten anzustellen.

Light	Type	Tip	L.E.D. Radiometer (Kerr)	Optilux Radiometer	LED Radiometer (SDI)	Cure Rite
			(mW/cm <sup>2</sup> )			
Optilux 501	HAL	8mmT	800	800	625	1,337
Spectrum 800	HAL	8mm	600	500	590	722
LEDemetron II	LED	8mmT	1,300	1,000+	1,385	1,862
bluephase 16i	LED	8mmT	1,400	1,000+	1,343	2,000+
Sapphire	PAC	9mm	1,575	1,000+	960	2,000+

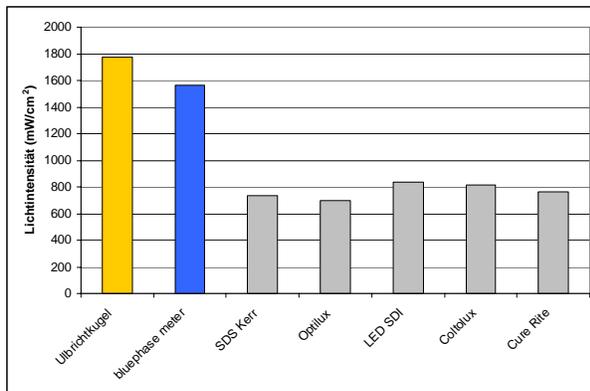
Abb. 31: Lichtintensitäten verschiedener Polymerisationslampen mit vier Radiometern gemessen (Reality Vol. 20, 2006)

Ziel einer Studie war es zu untersuchen, ob das bluephase meter unabhängig von dem zu untersuchenden Polymerisationsgerät eine genaue Lichtintensität ermittelt. Als Standard dient die Lichtintensität, die aus der Messung mit der Ulbrichtkugel hervorging. Bei den ermittelten Werten handelt es sich noch um die Ergebnisse eines vorläufigen Abschlussberichts. Für die Studie wurde ein erster Prototyp des bluephase meters verwendet. So ist zu erklären, warum bei der Radii kein Wert ermittelt werden konnte. Die Lichtintensität der Elipar Tri Light mit dem 12 mm Lichtleiter liegt unterhalb der Nachweisgrenze.

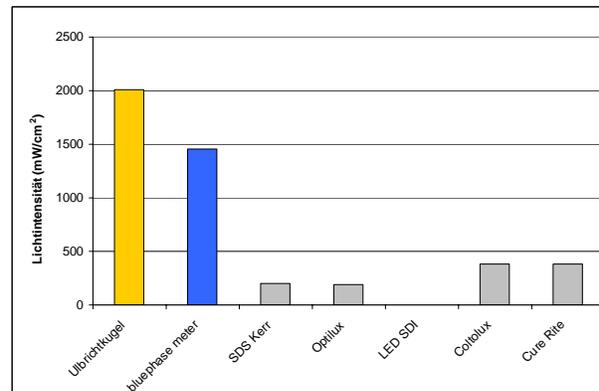
	Mittelwerte	Mittelwerte	Mittelwerte	Mittelwerte	Mittelwerte	Mittelwerte	Mittelwerte
Lichtquelle	Ulbricht- kugel	bluephase meter	LED (SDS Kerr)	Optilux (Kerr)	LED SDI	Coltolux (Coltene)	Cure Rite (Dentsply)
Elipar Free 3M ESPE	1131	1118	1166	1000	1226	1163	1311
bluephase	1351	1197	1200	1000	1421	1284	1333
bluephase 16i (12mm)	671	664	425	435	560	634	434
bluephase 16i (6mm)	2419	1563	735	695	838	812	766
Mini LED (Satelec 5mm)	1555	690	788	708	966	1016	1031
LED Demetron II (7mm)	1239	976	1140	1000	1487	1330	1511
Smart Lite PS Dentsply (7mm)	1186	921	800	790	1052	1034	1192
Translux Power Blue Hereus Kulzer (6mm)	1170	924	787	696	913	729	818
Radii (SPI)	1874	0	869	751	1943	0	0
Optilux 501 Kerr (10mm)	493	808	600	585	518	738	772
Optilux 501 Kerr (7mm)	912	863	634	714	612	1000	987
Elipar Tri Light (12mm)	295	0	200	190	0	374	374
Elipar Tri Light 3M ESPE (8mm)	628	570	269	302	372	628	628
Elipar Tri Light 3M ESPE (3mm)	2008	1452	200	190	0	381	381
Astralis 10 (10mm)	1406	1854	1150	1000	1102	1586	1722

Tab. 5: Bestimmung der Lichtintensitäten (in  $mW/cm^2$ ) verschiedener Polymerisationslampen mit verschiedenen Radiometern im Vergleich zur Ulbrichtkugel. Die zur Berechnung benutzten effektiven Lichtleiterdurchmesser stehen in Klammern.

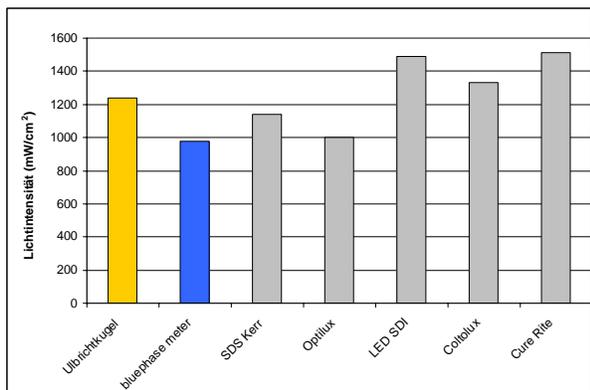
Zur Veranschaulichung der großen Datenmenge sind die Ergebnisse von vier Polymerisationsgeräten in Grafiken dargestellt (Abb. 4).



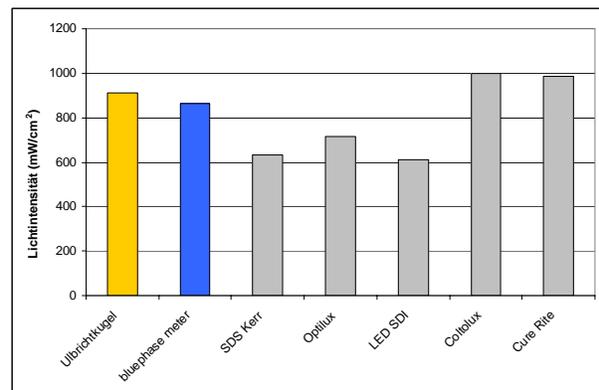
bluephase 16i (7 mm)



Elipar Tri Light (3 mm)



LEDEmetron II (7 mm)



Optilux 501 (7 mm)

Abb. 32: Graphische Darstellung der gemessenen Lichtintensitäten von vier verschiedenen Lichtgeräten mittels verschiedener Radiometer im Vergleich zur Ulbrichtkugel.

Die Werte, die mit dem bluephase meter erhalten wurden, sind den Werten der Ulbrichtkugel am nächsten. Da bei der Ulbrichtkugel der effektive Lichtleiter erst bestimmt werden muss, ist eine Abweichung durch einen fehlerhaften und schwer zu bestimmenden Wert möglich. Vorteil des bluephase meters ist, dass durch den Zeilensensor der effektive Lichtleiterdurchmesser automatisch in der Messung berücksichtigt wird. Das bluephase meter ist damit das einzige der untersuchten Radiometer, das neben der Ulbrichtkugel für einen Einsatz zur Bestimmung von absoluten Lichtintensitätswerten für LED-Geräte taugt.

Schlussfolgerung der Studie (Zitat):

“...scheint das bluephase meter auf Grund der Einfachheit der Messung und der Kosten des Messgerätes gegenüber der Ulbrichtkugel das für die zahnärztliche Praxis geeignetste Messgerät zu sein. Da bei den anderen angebotenen Handradiometer-Geräten der Lichtleiterinnendurchmesser nicht erfasst werden kann, erscheinen die für den Leistungsvergleich zwischen den einzelnen Lichtgeräten nicht geeignet.“

### **5.9 Extramurale Studien zu bluephase**

*Effect on in vitro intrapulpal temperature rise during a restorative scenario using experimental light curing units*

F. A. Rueggeberg, Medical College of Georgia

*An evaluation of the spectral output and the effects of distance on the light intensity from quartz tungsten halogen and light emitting diode curing lights*

R. Price, Dalhousie University, Halifax

*Evaluation einer LED Prototyp-Lampe: Analyse der Belichtungseffizienz gemessen an der Konversationsrate und mechanischen Eigenschaften von Adhäsiven*

N. Ilie, Universität München

*Efficiency and temperature development of a new experimental LED light curing unit*

I. Krejci, Universität Genf

*Untersuchung verschiedener im Markt befindlicher Radiometer im Vergleich zur Ulbricht-Kugel und zum neu entwickelten IV Radiometer*

C.P. Ernst, Universität Mainz

## **6. Literatur**

Burtscher P: Stability of radicals in cured composite materials. Dent Mater 9, 218–221 (1993)

Christensen GJ: New LED lights challenge plasma arc. CR Clinicians' Report March 2009, Vol. 2, Issue 3 (2009)

Ernst CP, Schattenberg A: Relative Oberflächenhärte verschiedener Komposite nach LED-Polymerisation aus 7 mm Abstand. Dtsch Zahnärztl Zeitschr 60, 154-160 (2005)

Ernst CP, Busemann I: Feldtest zur Lichtemissionsleistung von Polymerisationsgeräten in zahnärztlichen Praxen. Dtsch Zahnärztl Zeitschr 61, 466-471 (2006)

Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC: Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. J Am Dent Assoc 133, 429-433 (2002)

Fowler CS, Swartz ML, Moore BK: Efficacy testing of visible-light-curing units. Oper Dent 19, 47–52 (1994)

Ilie N, Felten K: Shrinkage behaviour of a resin-based composite irradiated with modern curing units. Dent Mater 21, 483-489 (2005)

Koch A, Hiller KA: Effektivität von high Power LED- und Halogenpolymerisationsgeräten durch Keramik. Dtsch Zahnärztl Zeitschr 62, 26-38 (2007)

Lussi A, Zimmerli B: Kompositaushärtung mit neuen LED-Geräten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 115, 1182-1187 (2005)

Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH: Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J 186, 388-391 (1999)

Pelissier B, Chazel JC, Castany E, Duret F: Lampes à photopolymériser. Stomatologie 1-11 (2003)

Price RB, Murphy DG, Dérand T: Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. Quintessence Int 31, 659 – 667 (2000)

Tjan AHL, Dunn JR: Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. J Prosthet Dent 59, 433–438 (1988)

Visvanathan A, Ilie N: The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. Dent Mater 23, 777-784 (2007)

Watts DC, Amer O, Combe EC: Characteristics of visible-light-activated composite systems. Br Dent J 156, 209-215 (1984)

---

Diese Dokumentation enthält einen Überblick über interne und externe wissenschaftliche Daten ("Informationen"). Die Dokumentation und die Informationen sind allein für den internen Gebrauch von Ivoclar Vivadent AG und externen Ivoclar Vivadent-Partnern bestimmt. Sie sind für keinen anderen Verwendungszweck vorgesehen. Obwohl wir annehmen, dass die Informationen auf dem neuesten Stand sind, haben wir sie nicht alle überprüft und können und werden nicht für ihre Genauigkeit, ihren Wahrheitsgehalt oder ihre Zuverlässigkeit garantieren. 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: Dr. Thomas Völkel  
Ausgabe: April 2009

---