

A. Steinhoff-Schattenberg¹, I. Rullmann², M. Khalilullah², B. Azrak²,
B. Willershausen², C.P. Ernst²

Relevanz von Hand-Radiometermessungen

Relevance of handheld radiometers



A. Steinhoff-Schattenberg

Einführung: Ziel der vorliegenden Studie war es, 6 handelsübliche Radiometergeräte (LED Radiometer/Kerr Demetron, Optilux Radiometer/Kerr Demetron, LED Radiometer/SDI, Coltolux Radiometer/Coltene, Cure Rite/DENTSPLY) und einen neu entwickelten Radiometer (Bluephase-meter/Ivoclar Vivadent) in ihrer Messgenauigkeit mit einer Ulbricht-Kugel zu vergleichen (n = 10).

Material und Methode: Hierzu wurde die Lichtleistung von 8 LED-Geräten (Elipar FreeLight 2, Bluephase, Bluephase 16i, Mini LED, LEDemetron II, Smartlite PS, Translux PowerBlue, Radium) und 3 Halogen-Polymerisationsgeräten (Optilux 501, Trilight, Astralis 10) herangezogen.

Ergebnisse: Die mittleren Lichtemissionsleistungen [mW/cm^2] der LED-Polymerisationsgeräte waren [%]: Bluephase-meter 80 %, LED Radiometer/SDI 89 %, Cure Rite 86 %, Coltolux Radiometer 80 %, LED Radiometer/Kerr Demetron 67 %, Optilux Radiometer 60 %. Die der untersuchten Halogenlichtgeräte waren: Bluephase-meter 112 %, LED Radiometer/SDI 71 %, Cure Rite 113 %, Coltolux Radiometer 107 %, LED Radiometer/Kerr Demetron 70 %, Optilux Radiometer 68 %.

Schlussfolgerung: Alle untersuchten Radiometer zeigten sowohl falsch positive als auch falsch negative Werte. Das Bluephase-meter zeigte über alle verwendeten Lichtgeräte die der Ulbricht-Kugel am nächsten liegenden mittleren Messwerte.

(Dtsch Zahnärztl Z 2012, 67: 307–316)

Schlüsselwörter: Hand-Radiometer, Ulbricht-Kugel, Messgenauigkeit, Lichtpolymerisationsgerät

Introduction: The aim of this study was to evaluate the accuracy of measurement taken from different established and an innovative radiometer compared with the Ulbricht-sphere.

Material and Methods: The power density [mW/cm^2] of 8 different LED curing devices (Elipar FreeLight 2, Bluephase, Bluephase 16i, Mini LED, LEDemetron II, Smartlite PS, Translux PowerBlue, Radium) and 3 QTH-devices (Optilux 501, Trilight, Astralis 10) was evaluated with 6 different radiometers: LED Radiometer/Kerr Demetron, Optilux Radiometer, LED Radiometer/SDI, Coltolux Radiometer, Cure Rite, Bluephase-meter and the Ulbricht-sphere (n = 10).

Results: The results of the LED and the QTH curing devices are listed separately. The mean power density of the LED curing devices [mW/cm^2] were: Bluephase-meter 80 % density, LED Radiometer/SDI 89 %, Cure Rite 86 %, Coltolux Radiometer 80 %, LED Radiometer/Kerr Demetron 67 % and Optilux Radiometer 60 %. The mean power density of the QTH were: Bluephase-meter 112 %, LED Radiometer/SDI 71 %, Cure Rite 113 %, Coltolux Radiometer 107 %, LED Radiometer/Kerr Demetron 70 %, Optilux Radiometer 68 %.

Conclusion: Compared to the Ulbricht-sphere all radiometer showed false positive as well as false negative values. The new Bluephase-meter showed recorded mean values which were closest to the Ulbricht-sphere.

Keywords: radiometer, Ulbricht-sphere, curing devices, accuracy of measurement

¹ Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Prothetik, Universitätsmedizin der Johannes-Gutenberg Universität Mainz

² Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Zahnerhaltung, Universitätsmedizin der Johannes-Gutenberg Universität Mainz

Peer-reviewed article: eingereicht: 07.02.2011, revidierte Fassung akzeptiert: 20.09.2011

DOI 10.3238/dzz.2012.0307-0316



Abbildung 1 Die in der Untersuchung zur Bestimmung der Lichtemissionsleistung verwendeten Hand-Radiometergeräte.

Figure 1 All handheld radiometer investigated in the present study.

1 Einleitung

Eine suffiziente Lichtpolymerisation ist für den klinischen Erfolg einer Kompositrestauration von entscheidender Bedeutung [18]. Daher ist eine ausreichende Lichtemissionsleistung der verwendeten Lichtpolymerisationsgeräte unerlässlich [4, 19, 20]. Diese sollte regelmäßig überprüft werden [17], da die Beständigkeit eines Lichtgerätes im Laufe seiner Gebrauchsperiode deutlich abnehmen kann. Die Ulbricht-Kugel ermöglicht eine verifizierbare Leistungsmessung von Lichtgeräten, ist jedoch ein sehr kostspieliges und aufwändiges Messgerät. Die Ulbricht-Kugel wird in Verbindung mit Strahlungsdetektoren (Messköpfen) zur Messung des Strahlungsflusses bzw. des Lichtstroms von solchen Strahlungsquellen eingesetzt, die ihr Licht in alle Richtungen abstrahlen bzw. stark divergente Strahlungsbündel aufweisen. Dieses Messgerät ist ein vielseitig einsetzbares optisches Element, das durch mehrfache diffuse Reflexion eine homogene Strahlungsverteilung an der inneren Kugeloberfläche erreicht. Des Weiteren bringt die Innenbeschichtung (diffuses Bariumsulfat) den Vorteil, frei von Eigenstrahlung und Lumineszenz zu sein. Trifft die Strahlung der Lichtquelle nun auf die Innenfläche der Kugel, wird sie vielfach diffus reflektiert, bis sie gleichmäßig in der Kugel verteilt ist. Die Strahldichte im Innern der Hohlkugel ist dann proportional zur gesamten emittierten Strahlung, die in die Kugel gelangt, wenn die Quelle an der Eingangsöffnung platziert ist. Nach dieser Integration der Strahlung

sind alle Einflüsse durch Einfallswinkel, Schattenbildung, Polarisation und anderer Eigenschaften gemittelt. Die durch diese Einflussgrößen normalerweise verursachten Messfehler können so ausgeschaltet werden [9]. Die Ulbricht-Kugel wird durch ein Kalibrierlabor für optische Strahlungsmessgrößen (Gigahertz-Optik GmbH, Puchheim) kalibriert. Da die Ulbricht-Kugel aber den Strahlungsfluss als absoluten Wert [mW] misst, ist zur Ermittlung der Bestrahlungsstärke [mW/cm²] die Lichtemissionsfläche, die dem Innendurchmesser des Lichtleiters zur Berechnung der Lichtemissionsfläche entspricht, zu ermitteln.

Da ein derart aufwändiges Gerät für den Praxisbetrieb nicht geeignet ist, werden seit Jahrzehnten vereinfachte Hand-Radiometergeräte angeboten, die eine standardisierte Sensorfläche aufweisen. Diese zur Leistungskontrolle von Lichtgeräten verwendeten Handradiometer sind zwar einfach zu handhaben [8], variieren jedoch hinsichtlich der Art des verwendeten Messgerätes sehr stark [2, 7]. Gerade bei kleinen Hand-Radiometergeräten muss zusätzlich der Einfluss der Stromversorgung mitberücksichtigt werden, da z. B. eine zu niedrige Batteriespannung einen falsch-positiven Messwert suggerieren kann [5]. Diese Lichtmessgeräte liefern nicht immer verifizierbare Daten und sollten daher zur exakten, vergleichenden Leistungsmessung besser nicht herangezogen werden [10]. Aufgrund des fixen Sensordurchmessers und der Folge, dass somit der Durchmesser der Abstrahlfläche des Lichtleiters nicht kor-

rekt berücksichtigt werden kann, sind diese konventionellen Hand-Radiometer nicht für eine direkte Vergleichsmessung zwischen einzelnen Lichtgeräten geeignet, welche allerdings im Rahmen von Vertreterbesuchen trotzdem oftmals durchgeführt wird.

Ein neuer Hand-Radiometer (Bluephase-meter, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) soll nun die Lücke zwischen den existierenden einfachen Radiometergeräten und der Ulbricht-Kugel schließen. Das Messprinzip wurde dergestalt entwickelt und programmiert, dass eine flächige Messung der Lichtleistung und eine Berücksichtigung des Durchmessers der Abstrahlfläche gewährleistet und im Zentrum des Messsensors eine Intensitätssteigerung des Sensoransprechens zu verzeichnen ist. Dies geschieht nach Herstellerangaben über eine elektronische Kompensation. Zudem ermöglicht die Sensoranordnung in Form eines Messstabes die exakte Platzierung aller Lichtleiterdurchmesser.

Das Messprinzip besteht aus einem Zeilensensor. Dieser erstreckt sich über eine gewisse Länge, um verschiedene Lichtleiterdurchmesser von 7–13 mm messen zu können. Über diese gesamte Länge des Sensors (16 mm) kann das auftreffende Licht gemessen werden. Das relevante Licht wird also erkannt und über die gemessene Länge wird dann der Durchmesser bestimmt. Aus der Integration aller Messwerte innerhalb der Messlänge und dem gemessenen Durchmesser wird die Bestrahlungsstärke errechnet, unabhängig davon, wie die Abstrahlung und die Verteilung der Lichtquelle ist.

Lichtpolymerisationsgerät	Hersteller	Seriennummer	Effektiver Lichtleiterdurchmesser
Elipar FreeLight 2	3M ESPE, Seefeld	939820016379	7 mm
Bluephase	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	1543203	7 mm
Bluephase 16i	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	1638630	7, 12 mm
Mini LED	Satelec, KaVO, Biberach/Riß	1769996	5 mm
LEDemetron II	sds Kerr Demetron, Orange, CA, USA	782004949	7 mm
Smartlite PS	DENTSPLY, Konstanz	BA01514	7 mm
Translux PowerBlue	Heraeus Kulzer, Hanau	060HG654	6,5 mm
Radii	SDI, Victoria, Australien	322715	5 mm
Optilux 501	sds Kerr Demetron, Orange, CA, USA	53110683	7, 10 mm
Astralis 10	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	1511280	7 mm
Trilight	3M ESPE, Seefeld	3900402	3, 8, 12 mm

Tabelle 1 Die untersuchten Lichtpolymerisationsgeräte mit den jeweilig untersuchten Lichtleiterdurchmessern.

Table 1 Curing devices, serial numbers and light guides investigated in the present study.

Hand-Radiometer	Hersteller	Seriennummer
LED Radiometer	sds Kerr Demetron, Orange, CA, USA	79302660
Optilux Radiometer	sds Kerr Demetron, Orange, CA, USA	144612
LED Radiometer	SDI, Victoria, Australien	2-120492
Coltolux Radiometer	Coltene, Altstätten, Schweiz	05024736
Cure Rite	DENTSPLY, Cauk, USA	7543
Bluephase-meter	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	PT 00003

Tabelle 2 Die verwendeten Hand-Radiometergeräte mit den jeweiligen Seriennummern.

Table 2 Investigated Radiometers and serial numbers.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es festzustellen, inwieweit die mittleren Messergebnisse unterschiedlicher Hand-Radiometergeräte und des neu entwickelten Bluephase-meter (Ivoclar/Vivadent) von denen einer Ulbricht-Kugel abweichen. Des Weiteren sollte festgestellt werden, ob sich die Messgenauigkeit der untersuchten Geräte im Laufe der Zeit verändert. Das Bluephase-meter ist herstellereits bislang nur für die Verwendung bei LED-Polymerisationsgeräten freigegeben. In dem vorliegenden

Versuch wurde es aber trotzdem zur Messung von Halogenlichtgeräten herangezogen, um das Ausmaß der potentiellen Abweichung dokumentieren zu können.

2 Material und Methode

Zur Bestimmung der Messgenauigkeit unterschiedlicher Hand-Radiometer wurden die Lichtleistungen von 8 handelsüblichen LED-Lichtpolymerisati-

onsgeräten und 3 Halogenlichtgeräten (Tab. 1) mit 6 unterschiedlichen Radiometern (Tab. 2) und einer Ulbricht-Kugel (Gigahertz Optik GmbH, Puchheim) untersucht. Alle Lichtpolymerisationsgeräte wurden mit folgenden Radiometern (Abb. 1) vermessen: LED Radiometer/Kerr Demetron, Optilux Radiometer/Kerr Demetron, LED Radiometer/SDI, Coltolux Radiometer/Coltene, Cure Rite/DENTSPLY, Bluephase-meter/Ivoclar Vivadent. Die Seriennummern aller untersuchten Lichtgeräte und der

Lichtpolymerisationsgerät		Ulbricht-Kugel	Hand-Radiometer					
			LED Radiometer/ Demetron	Optilux Radiometer/ sdsKerr	LED Radiometer/ SDI	Coltolux Radiometer/ Coltene	Cure Rite/ DENTSPLY	Bluephase-meter/ Ivoclar/ Vivadent
Elipar FreeLight 2		1130 ± 9	1166 ± 12	1000 ± 0	1225 ± 14	1163 ± 41	1310 ± 9	1118 ± 10
Bluephase		1351 ± 6	1200 ± 0	1000 ± 0	1421 ± 13	1284 ± 28	1332 ± 41	1197 ± 55
Bluephase 16i	7 mm	1774 ± 9	735 ± 24	695 ± 5	837 ± 13	812 ± 71	766 ± 19	1563 ± 29
	12 mm	671 ± 2	425 ± 26	435 ± 24	560 ± 0	634 ± 39	434 ± 3	664 ± 8
Mini LED		1555 ± 5	788 ± 8	708 ± 11	965 ± 13	1016 ± 17	1031 ± 7	690 ± 16
LEDemetron II		1238 ± 36	1140 ± 7	1000 ± 0	1486 ± 13	1330 ± 7	1510 ± 4	976 ± 19
Smartlite PS		1186 ± 64	800 ± 0	790 ± 7	1051 ± 22	1034 ± 20	1192 ± 31	921 ± 11
Translux PowerBlue		996 ± 12	787 ± 5	696 ± 5	912 ± 5	729 ± 7	817 ± 4	924 ± 11
Radii		1874 ± 225	869 ± 46	751 ± 39	1942 ± 56	--	--	--
Optilux 501	7 mm	912 ± 5	634 ± 39	714 ± 5	612 ± 8	1000 ± 8	987 ± 4	863 ± 29
	10 mm	493 ± 4	600 ± 18	585 ± 5	518 ± 3	738 ± 20	772 ± 25	808 ± 20
Astralix 10		1406 ± 5	1150 ± 24	1000 ± 0	1102 ± 10	1586 ± 13	1722 ± 19	1854 ± 27
Trilight	3 mm	2008 ± 9	200 ± 0	190 ± 0	--	398 ± 10	381 ± 5	1452 ± 23
	8 mm	628 ± 10	269 ± 16	302 ± 4	371 ± 9	560 ± 15	627 ± 15	570 ± 19
	12 mm	295 ± 4	200 ± 0	190 ± 0	--	395 ± 5	374 ± 9	--

Tabelle 3 Mittlere Radiometerwerte (\pm SD) der verwendeten Radiometer [mW/cm^2] für alle untersuchten Lichtpolymerisationsgeräte.

Table 3 Mean determined radiometer measurements [mW/cm^2] for all investigated curing devices and their standard deviation (\pm SD).

Radiometer sind Tabelle 1 und 2 zu entnehmen.

Zur Ermittlung flächenbezogener Leistungsdaten [mW/cm^2] wurde bei der Messung mit der Ulbricht-Kugel der Durchmesser der Lichtleiter herangezogen. Um den Einfluss unterschiedlich starker Ummantelungen der Lichtleiter auszuschließen, wurde hierbei als Bezugsgröße der Innendurchmesser der Lichtleiter (= ohne Ummantelung) mit Hilfe einer handelsüblichen Schieblehre ermittelt. Dies diente dazu, den Einfluss

unterschiedlich starker Ummantelungen der Lichtleiter auszuschließen.

Die Lichtleistungen aller Lichtpolymerisationsgeräte wurden von einem Untersucher mit allen angegebenen Radiometern und der Ulbricht-Kugel vermessen. Sowohl die LED-Lichtgeräte als auch die Halogenlichtgeräte wurden jeweils (soweit erhältlich) mit unterschiedlichen Lichtleitern untersucht (Tab. 1).

Vor der Messung der Lichtleistung wurden die Lichtaustrittsfenster der

Lichtleiter auf Verunreinigungen (Komposit- bzw. Bondingreste) untersucht und diese gegebenenfalls entfernt. Die zu untersuchenden Lichtgeräte wurden jeweils im Modus mit der höchsten Leistungsstufe verwendet. Jedes Lichtgerät wurde 10 s vor Vermessung im jeweiligen Messgerät in Betrieb genommen, um eventuell auftretende Schwankungen zu Beginn der Inbetriebnahme weitestgehend auszuschalten und eine gleiche Ausgangssituation herzustellen.

Lichtpolymerisationsgerät		Hand-Radiometer					
		LED Radiometer/ Demetron	Optilux Radiometer/ sdsKerr	LED Radiometer/ SDI	Coltolux Radiometer/ Coltene	Cure Rite/ DENTSPLY	Bluephase- meter/ Ivoclar/Vivadent
Elipar FreeLight 2		3 %	-9 %	9 %	3 %	15 %	-1 %
Bluephase		-21 %	-26 %	11 %	-5 %	-2 %	-13 %
Bluephase 16i	7 mm	-37 %	-36 %	-17 %	-6 %	-36 %	-1 %
	12 mm	-59 %	-61 %	-53 %	-40 %	-57 %	-22 %
Mini LED		-49 %	-55 %	-38 %	-35 %	-34 %	-56 %
LEDemetron II		-8 %	-19 %	20 %	7 %	22 %	-14 %
Smartlite PS		-33 %	-34 %	-12 %	-13 %	1 %	-23 %
Translux PowerBlue		-21 %	-30 %	-8 %	-27 %	-18 %	-8 %
Radii		-54 %	-60 %	3 %	--	--	--
Optilux 501	7 mm	-30 %	-22 %	-33 %	9 %	8 %	-6 %
	10 mm	21 %	18 %	5 %	49 %	54 %	63 %
Astralis 10		-18 %	-30 %	-22 %	12 %	22 %	30 %
TriLight	3 mm	-91 %	-94 %	--	-81 %	-82 %	-28 %
	8 mm	-58 %	-52 %	-41 %	-11 %	-0 %	-5 %
	12 mm	-32 %	-36 %	--	34 %	27 %	--
Mittlere prozentuale Abweichung der Halogenlichtgeräte							
Falsch positiv		+0 %	+0 %	+0 %	+11 %	+15 %	+ 30 %
Falsch negativ		-35 %	-35 %	-32 %	-11 %	-0 %	-6 %
Mittlere prozentuale Abweichung der LED- Lichtgeräte							
Falsch positiv		+3 %	+0 %	+11 %	+5 %	+13 %	+0 %
Falsch negativ		-32 %	-37 %	-19 %	-17 %	-23 %	-17 %

Tabelle 4 Die falsch positive und falsch negative prozentuale Abweichung und die mittlere prozentuale Abweichungen der untersuchten Hand-Radiometergeräte von den mittleren Messwerten der Ulbricht-Kugel für alle untersuchten Lichtpolymerisationsgeräte.

Table 4 Mean percental deviation of the handheld radiometers investigated compared to the mean measurements of the Ulbricht sphere and the mean percental deviations of all radiometers.

Je Licht- und Messgerät wurden 10 Messungen vorgenommen. Es wurde sichergestellt, dass die akkubetriebenen Lichtgeräte vollständig geladen waren.

Des Weiteren wurden 26 Lichtgeräte (Elipar FreeLight 2/3M ESPE) der Studentenurse der Universität Mainz untersucht, um eventuell auftretende Unterschiede innerhalb eines Lichtgerätes zu untersuchen.

Um festzustellen, ob sich die Messgenauigkeit der untersuchten Radiometer im Laufe der Zeit verändert, wurde von der Firma Ivoclar Vivadent für ein Lichtpolymerisationsgerät (Bluephase) eine Steuerung über eine externe Stromversorgung zu Verfügung gestellt, mit der das Lichtpolymerisationsgerät in einem automatisierten Prozess betrieben werden konnte. Dadurch sollte elek-

tronisch eine künstliche Alterung erzeugt werden, die eine Gebrauchsperiode in Form einer wöchentlichen Messung (20 s Betriebszeit des Messgerätes) über 5 Jahre simuliert.

Bei angenommenen 48 Arbeitswochen/Jahr durch z. B. einen Firmenaußendienst und zwei zu untersuchende Lichtgeräte (Gesamtbetriebszeit des Sensors/Tag: 40 s) ergaben sich somit

40 s x 5 Tage x 48 Wochen x 5 Jahre = 13,3 h Gesamtbetriebszeit des Sensors, beim wöchentlichen Einsatz in der ZA-Praxis und bei angenommenen 48 Arbeitswochen/Jahr (Gesamtbetriebszeit des Sensors/Tag: 20 s) ergab sich hieraus 20 s x 48 Wochen x 5 Jahre = 1,3 h. Um notwendige Abkühlzeiten des Lichtgerätes zu berücksichtigen, wurden diese in der Schaltung: 20 s Betrieb, 60 s Pause programmiert. Bei der fingierten Dauerbelastung wurden je Messgerät 10 Messungen mit dem Lichtpolymerisationsgerät (Bluephase) vorgenommen.

Vergleichende Messungen der Lichtleistung wurden dann nach 24 Minuten (~ 1 a Radiometerbetrieb) und nach 120 Minuten (~ 5 a Radiometerbetrieb) durchgeführt und mit den jeweiligen Messdaten der fabrikneuen Geräte verglichen. Die prozentuale Abweichung der Messwerte wurde dokumentiert.

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte rein deskriptive mittels des Tabellenkalkulationsprogrammes Microsoft Excel und SPSS für Windows (12.0).

3 Ergebnisse

Tabelle 3 zeigt die mit den 6 verschiedenen Messgeräten und der Ulbricht-Kugel ermittelten Radiometerwerte [mW/cm²] aller untersuchten Lichtpolymerisationsgeräte sowie die dazugehörige Standardabweichung. Die mittleren prozentualen Abweichungen der untersuchten Hand-Radiometergeräte zu den mittleren Messwerten der Ulbricht-Kugel sowie die gemittelten Abweichungen der einzelnen Radiometer zur Ulbricht-Kugel sind aus Tabelle 4 ersichtlich.

Die untersuchten Radiometer zeigten sehr unterschiedliche Messleistungen. Bei Betrachtung der Einzelwerte der betreffenden Hand-Radiometer fällt eine enorme Streuung der einzelnen Radiometer und der gemittelten falsch positiven und falsch negativen Werte auf. Im Folgenden werden hier die Ergebnisse der LED- und der Halogenlichtgeräte getrennt aufgeführt, da sie sonst aufgrund der vielen falsch positiven Werte der Halogenlichtgeräte zu sehr nivelliert werden würden.

Die mittlere prozentuale Abweichung der Halogenlichtgeräte von der Messung mit der Ulbricht-Kugel: LED Radiometer/Demetron (+ 0 %, -35 %),

Optilux Radiometer/sds Kerr (+ 0 %, -35 %), LED Radiometer/SDI (+0 %, -32 %), Coltolux Radiometer/Coltene (+11 %, -11 %), Cure Rite/DENTSPLY (+15%, -0%) und Bluephase-meter (+30 %, -6 %).

Die mittlere prozentuale Abweichung der LED-Lichtgeräte: LED Radiometer/Demetron (+ 3 %, -32 %), Optilux Radiometer/sds Kerr (+ 0 %, -37 %), LED Radiometer/SDI (+11 %, -19 %), Coltolux Radiometer/Coltene (+5 %, -17 %), Cure Rite/DENTSPLY (+13 %, -23 %) und Bluephase-meter (+0 %, -17 %).

Der neue Bluephase-meter zeigte über alle verwendeten LED-Lichtgeräte die der Ulbricht-Kugel am nächsten liegenden mittleren Messwerte; bei den Halogengeräten waren hingegen deutliche falsch positive Werte bei der Optilux 501 (10 mm) und der Astralis 10 mit einigen Radiometern zu verzeichnen. Bei den Lichtgeräten Radii, Trilight (3 und 12 mm) waren mit einigen Radiometern keine Messungen möglich.

Die 26 untersuchten Elipar FreeLight 2 Geräte des Studentenkurses zeigten bei allen Radiometern, besonders bei dem Cure Rite Radiometer, und dem Coltolux/Coltene Unterschiede zwischen den einzelnen Lichtgeräten des gleichen Typs (Tab. 5). Dagegen waren hier die gemessenen Werte der Ulbricht-Kugel relativ konstant.

Bei der fingierten Dauerbelastung durch ein Computermessprogramm versagte bei einigen Radiometern die Batterie, sodass diese ausgetauscht werden musste. Alle untersuchten Radiometer zeigten bei der fingierten Dauerbelastung konstante Messergebnisse ohne nennenswerte Schwankungen (Tab. 6). Das LED Radiometer/Demetron zeigte nach der fingierten Dauerbelastung von 120 min einen falsch positiven Wert (113 %), das Coltolux Radiometer/Coltene nach 24 min (113 %), ebenso wie das Cure Rite/DENTSPLY (112%). Das Bluephase-meter zeigte mit 8 % nach 120 min Dauerbelastung die geringste Abweichung nach der simulierten Alterung.

4 Diskussion

4.1 Lichtemissionsleistung

Eine aus der Lichtemissionsleistung abgeleitete Polymerisationszeitempfeh-

lung ist für die zahnärztliche Praxis bei Füllungswerkstoffen auf Kunststoffbasis von entscheidender Bedeutung. Studien haben gezeigt, dass eine regelmäßig Kontrolle der Lichtpolymerisationsgeräte nötig ist, um Verschleißerscheinungen der Geräte frühzeitig zu erkennen [21].

Untersuchungen zur Effektivitätserfassung von Lichtpolymerisationsgeräten werden im Rahmen von wissenschaftlichen Studien meist mit Neugeräten durchgeführt. Die daraus abgeleiteten Ergebnisse stellen in Folge die Basisdaten für die Anwendung von Lichtpolymerisationsgeräten in der zahnärztlichen Praxis dar. Liegt die tatsächliche Lichtemissionsleistung der in den Praxen verwendeten Geräte deutlich unter denen von den im Laborversuch verwendeten Neugeräten, kann dies in Folge zu ungenügend polymerisierten Kunststoffmaterialien führen, falls die Polymerisationszeitempfehlungen der Hersteller entsprechend umgesetzt werden. Die regelmäßige Kontrolle von Lichtemissionsleistungen entsprechender Geräte in der zahnärztlichen Praxis ist folglich essentiell.

Studien zeigen, dass vielen Behandlern in der zahnärztlichen Praxis die Bedeutung von zu geringen Lichtemissionsleistungen nicht in vollem Umfang bewusst ist [1]. Die Kontrolle der verwendeten Lichtgeräte wird wenn meist anhand von integrierten Radiometern durchgeführt [6]. In einem Feldtest zur Überprüfung der Lichtemissionsleistung von Lichtgeräten in Praxen gaben 90 % der Zahnärzte ihre Kontrolltechniken an: 46 % verwendeten integrierte Messgeräte und 33 % verließen sich auf Kontrolldienste von Außendienstmitarbeitern der jeweiligen Dentaldepots oder der Hersteller. Ein eigenes Radiometer verwendeten lediglich 16 % der Zahnärzte [6].

4.2 Lichtintensität

In der Literatur wird beschrieben, dass LED Radiometer geringfügig weniger Lichtintensität anzeigen als Halogen Radiometer; diese Unterschiede scheinen jedoch nicht klinisch relevant zu sein [13]. Zudem können Unterschiede in der Kalibrierung existieren [13], obwohl die Hand-Radiometergeräte den gleichen technischen Aufbau, nämlich einen Detektor und den Filter für eine

Lichtgerät	Ulbricht-Kugel	Hand-Radiometer				
		LED Radiometer/ Kerr Demetron	Optilux Radiometer/ Kerr Demetron	LED Radiometer/ SDI	Coltulux/ Coltene	Cure Rite/ DENTSPLY
1	850	710	695	688	1065	858
2	855	1079	100	984	1406	1383
3	865	816	804	871	1109	1034
4	857	666	607	628	889	767
5	877	816	823	821	1153	1097
6	834	793	780	747	1110	1010
7	838	825	798	833	1119	1030
8	788	739	695	677	1089	939
9	855	814	794	784	1132	1016
10	862	819	783	853	1112	984
11	852	817	792	915	1108	1012
12	849	877	854	833	1216	1160
13	866	824	809	890	1086	976
14	924	839	886	778	1328	1147
15	844	790	723	748	1074	917
16	861	818	803	809	1121	1034
17	863	793	789	723	1132	1057
18	842	796	758	720	1143	1079
19	854	838	833	785	1231	1183
20	898	817	793	916	1107	1012
21	831	794	742	744	1107	983
22	929	875	863	835	1196	1160
23	911	794	742	744	1103	983
24	830	890	927	873	1333	1259
25	950	785	755	695	1123	1035
26	874	796	805	906	1095	1004

Tabelle 5 Mittlere Lichtemissionsleistung der untersuchten Elipar Free Light 2 Geräte.

Table 5 Mean power output [mW/cm^2] of all investigated Elipar FreeLight 2 curing devices.

Messung im korrekten Lichtspektrum, aufweisen. Diese Filter sind aber bei LED Radiometern im Vergleich zu Halogen Radiometern enger auf die Emissions-Peaks der LED-Geräte um 480 nm eingestellt. Damit ergibt sich oftmals ein geringer Leistungswert eines Halogenlichtgerätes, das mit einem LED Radiometer vermessen wurde. Dies ergibt sich aus dem breiteren Lichtemissionsspektrum der Halogengeräte gegenüber den LED-Geräten. Aus diesem Grunde können auch Champherquinon-Photoinitiatoren von Halogenlichtgeräten angeregt werden, nicht aber von LED-Geräten. Die exakteste Messung erhält man somit, wenn der Filter des Halogenlichtgerätes exakt dem Filter des Radiometergerätes entspricht.

Allgemein können mehrere Faktoren wie der Durchmesser des verwendeten Lichtleiters und des Radiometersensors, die Orientierung bei der Positionierung des Lichtleiters auf dem Sensor sowie die Regulation der Spannung und die gerätespezifische Toleranz bei den unterschiedlichen Radiometer-Messwerten von Bedeutung sein [3, 11]. All diese Faktoren können einen Einfluss auf die gemessene Lichtintensität haben. Roberts et al. [13] fanden in ihrer Studie, dass mit zunehmendem Lichtleiterdurchmesser die Lichtleistung durch den Radiometer eher zu hoch und mit abnehmendem Lichtleiterdurchmesser eher zu niedrig gemessen wurde. Diese These konnte in der vorliegenden Untersuchung z. B. auch bei dem Halogen Radiometer Optilux 501 (10 mm Lichtleiterdurchmesser) bestätigt werden; die Messwerte lagen hier höher als die mit der Ulbricht-Kugel erzielten Messwerte. Bei kleinerem Lichtleiterdurchmesser fanden sich teils zu niedrige Werte, teils jedoch auch Messwerte, die über denen der Ulbricht-Kugel lagen (Coltolux/Coltene). Bei der Bluephase 16 i wurden sowohl bei dem kleinen Lichtleiterdurchmesser (7 mm) als auch bei dem größeren Lichtleiter (12 mm Lichtleiterdurchmesser) zu niedrige Messwerte erzielt (Tab. 3).

4.3 Aktuelle Untersuchung

In der vorliegenden Untersuchung gab es bei allen untersuchten Radiometern mit den Lichtpolymerisationsgeräten extreme Ausreißer. Schon Rossouw fand in seiner Studie zur Genauigkeit von 3

älteren und 4 neueren Radiometern, dass sich die ermittelten Radiometerdaten von 7 Handradiometer signifikant unterschieden [14]. Auch Rüggeberg kam bei seiner Untersuchung zur Überprüfung der Genauigkeit von Hand-Radiometern mit einer standardisierten Lichtquelle zu Differenzen in der Genauigkeit der Messergebnisse [15]. Problematisch erscheinen hier vor allem falsch positiv gemessenen Werte, da diese eine zu hohe Lichtemissionsleistung vortäuschen und damit eventuell in einer zu niedrig gewählten Polymerisationszeit resultieren. Gerade bei kleinen Hand-Radiometergeräten muss zusätzlich der Einfluss der Stromversorgung mitberücksichtigt werden, da z. B. eine zu niedrige Batteriespannung einen falsch positiven Messwert suggerieren kann [5]; dies könnte die in der vorliegenden Untersuchung falsch positiv ermittelten Werte bei der Dauerbelastung erklären (Tab. 4).

Generell ist die Ungenauigkeit der Messdaten auf den fixen Sensordurchmesser der Hand-Radiometergeräte zurückzuführen. Bei der Ulbricht-Kugel hingegen wird die Abstrahlfläche des Lichtleiters berücksichtigt. Entscheidender Faktor ist also das Verhältnis des Messsensors zur Fläche des Lichtaustrittsfensters des Lichtleiters [16]. Ist die Öffnung des Messfensters im Vergleich zum Austrittsfenster relativ klein, wird nur der Intensitätspeak im Zentrum des Austrittsfensters berücksichtigt, was zu einer Erfassung einer hohen Strahlflussdichte führt. Stimmen die Flächen von Messfenster und Austrittsfenster in etwa überein, so kann der Durchschnitt der Strahlungsflussdichte über das ganze Lichtaustrittsfenster ermittelt werden. Die Werte sollten dann etwa den Radiometerwerten einer Ulbricht-Kugel entsprechen [21]. Dies wird durch die Daten der vorliegenden Studie bestätigt, bei denen die Messergebnisse des Bluephase-meters zumindest bei den LED-Geräten denen der Ulbricht-Kugel am nächsten liegen.

Bei dem Bluephase-meter fanden sich jedoch in dieser Studie bei den Halogengeräten Ausreißer und falsch positive Messwerte. Nach Herstellerangaben wurde dieser Hand-Radiometer als universelles Messgerät für Lichtintensitäten aller im Markt befindlichen Lichtgeräte entwickelt. Grundlage für die Entwicklung war u. a. die Norm 10650, in der für

Polymerisationsgeräte ein maximaler Emissionsbereich von 385–515 nm beschrieben ist. Licht niedriger oder höherer Wellenlängen, das nicht zur Polymerisation genutzt werden kann, muss demnach durch entsprechende Filtertechnik im Polymerisationsgerät eliminiert werden und darf definierte Maximalwerte nicht überschreiten. In der Praxis hat sich gezeigt, dass bei im Markt befindlichen Halogengeräten diese Norm nicht in jedem Falle eingehalten wird. Halogengeräte emittieren daher in manchen Fällen auch mehr Licht außerhalb des oben definierten Wellenlängenbereichs als nach ISO 10650 zulässig ist. Da man beim Bluephase-meter aufgrund der existierenden Norm für Lichtgeräte auf zusätzliche Filter verzichtet hat, können in Fällen, in denen das emittierte Licht von Halogengeräten nicht der Norm entspricht, falsch positive Resultate erhalten werden.

Die in der Studie gemessenen falsch positiven Werte traten überwiegend bei den Halogengeräten auf. Halogengeräte fokussieren zudem aufgrund der Einkoppelung des Lichtes eher zentral im Bereich der Abstrahlfläche, als dass ein homogenes Emissionsfeld entsteht. Somit ergibt sich bei Halogenlichtgeräten oftmals ein deutlicher Abfall der Lichtemissionsleistung von zentral nach peripher. Der Sensor des Bluephase-meters ist aber so eingestellt, dass er eine Lichtemissionsleistung von weniger als 200 mW/cm^2 nicht registriert. Dies geschah im Einvernehmen mit der Literatur [1, 12], aus der hervorgeht, dass Lichtleistungen $< 200 \text{ mW/cm}^2$ nicht als polymerisationsrelevant eingestuft werden können. Wird jetzt der periphere Lichtleiteranteil, in dem die Lichtemissionsleistung aufgrund der inhomogenen Verteilung über die Fläche $< 200 \text{ mW/cm}^2$ ist, nicht als existent registriert, detektiert der Bluephase-meter zwangsläufig einen falschen Lichtleiterdurchmesser – nämlich einen zu kleinen. Da bei jedem Hand-Radiometer die Lichtintensität mit einem Flächenwert korreliert wird, ergibt sich bei unverhältnismäßig hoher zentral gemessener Leistung bei der technisch bedingten Fokussierung eines Halogenlichtgerätes oder eines LED-Lichtgerätes mit der LED direkt an der Abstrahlfläche (LED-Geräte ohne Lichtleiter) ein zu hoher flächenbezogener Wert (mW/cm^2). Konventionelle Hand-Radiometer ziehen hier einen

Hand-Radiometer	Hersteller	Dauerbelastung 24 min	Dauerbelastung 120 min
LED Radiometer	sds Kerr Demetron, Orange, CA, USA	99,8 %	113 %
Optilux Radiometer	sds Kerr Demetron, Orange, CA, USA	100 %	100 %
LED Radiometer	SDI, Victoria, Australien	97 %	99 %
Coltolux Radiometer	Coltene, Altstätten, Schweiz	113 %	99 %
Cure Rite	DENTSPLY/Caulk, USA	99 %	112 %
Bluephase-meter	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	100 %	108 %

Tabelle 6 Die prozentualen Werte der fingierten Dauerbelastung aller untersuchten Radiometer.

Table 6 Percental measurements of the long-term loading of all radiometer.

(Abb. 1 und Tab. 1–6: A. Steinhoff-Schattenberg)

Standarddurchmesser heran, der dem Durchmesser der Sensorfläche des Radiometers entspricht. Die erzielte technische Verbesserung des Bluephase-meters über eine Detektion der polymerisationsrelevanten Lichtemissionsfläche $> 200 \text{ mW/cm}^2$ zeigt sich hier als Bumerang: Gegenüber der Ulbricht-Kugel und sogar anderen Hand-Radiometern ergab sich dann ein falsch positiver oberflächenbezogener Messwert.

4.4 Verbesserungen im Bereich der Radiometermessung

Es bleibt die Frage, wie der Bluephase-meter optimiert werden könnte, um auch bei Halogenlichtgeräten oder anderen Geräten mit nicht homogener Abstrahlfläche mit Leistungsabfall in Richtung der Peripherie des Lichtaustrittsfensters eine präzise Messung zu ermöglichen. Am einfachsten dürfte erst einmal die Integration eines Filters (385–515 nm) sein. Inwieweit das „Abschneiden“ der detektierten Lichtemissionsfläche $< 200 \text{ mW/cm}^2$ überhaupt sinnvoll ist, kann kontrovers diskutiert werden: Die Limitation auf eine Lichtemissionsleistung $> 200 \text{ mW/cm}^2$ erlaubt sicherlich die klinisch relevante Beurteilung einer *tatsächlich* zur Polymerisation zur Verfügung stehenden Lichtleistung. Auf der anderen Seite kann somit die Messpräzision des Bluephase-meters nicht mit anderen Radiometergeräten (einschließlich der Ulbricht-Kugel) verglichen werden, da diese Limitierung ein Novum darstellt. Hinsichtlich der Messrelevanz muss hierbei eher mit falsch positiven Messwerten

gerechnet werden – dem ungünstigsten Fall bei einer Radiometermessung. Somit stellt sich die Frage nach dem praktikablen Sinn dieses wissenschaftlich nachvollziehbaren und begrüßenswerten technischen Innovationsschrittes.

Tendenziell sollte eventuell eher in Erwägung gezogen werden, auf das Abschneiden der detektierten Lichtemissionsfläche $< 200 \text{ mW/cm}^2$ zu verzichten oder einen Schwellwert von 100 mW/cm^2 festzusetzen. Am sinnvollsten wäre es allerdings, die Detektion der Lichtemissionsfläche so umzufunktionieren, dass bei Messungen $< 200 \text{ mW/cm}^2$ zwar der dann ermittelte Lichtleiterdurchmesser in die Berechnung des Wertes Leistung/Fläche eingeht, nicht aber die Lichtintensität $< 200 \text{ mW/cm}^2$ bei der Berechnung der flächenbezogenen Lichtleistung.

Optimal wäre es, den Messbereich des Bluephase-meters variieren zu können: Die Limitierung auf eine Lichtemissionsleistung $> 200 \text{ mW/cm}^2$ erlaubt die klinisch realistische Beurteilung des zu untersuchenden Lichtpolymerisationsgerätes, eine Umschaltung auf Messung der kompletten Leistung (inklusive Abstrahlflächen mit peripheren Lichtemissionsleistungen $< 200 \text{ mW/cm}^2$), einen eher praxisrelevanten Vergleich mit anderen Radiometergeräten und eine vielseitigere Anwendung in wissenschaftlichen Studien.

Ein weiteres grundsätzliches Problem zeigte sich im Laufe des Versuches bei der Verwendung der Ulbricht-Kugel: Wie eingangs beschrieben, musste hier der Innendurchmesser des Lichtleiters bestimmt werden. Es zeigte sich, dass die innere Begrenzung der Um-

mantelung bei einzelnen Lichtgeräten extrem schwer zu erkennen war. Eine kleine Abweichung der Messung des Durchmessers der Abstrahlfläche um 0,5 mm (z. B. 7,5 anstelle 7,0 mm) ergibt bei einer Leistung von 700 mW einen flächenbezogenen Messwert von 1585 mW/cm^2 anstelle von 1820 mW/cm^2 ! Diese Abweichung von 13 % kann schon so manche prozentuale Abweichung der Hand-Radiometer gegenüber der Ulbricht-Kugel erklären. Somit bleibt die Frage, ob der Bluephase-meter in Bezug auf die Messpräzision aufgrund seiner automatischen Detektion der Abstrahlfläche eventuell der Ulbricht-Kugel sogar überlegen sein könnte?

5 Schlussfolgerung

Setzt man die Messergebnisse der Ulbricht-Kugel als Referenzgröße an, zeigen die vorliegenden Ergebnisse, dass die einzelnen Messgeräte bei den untersuchten Lichtgeräten in der Regel zu hohe, aber auch zum Teil zu niedrige Messwerte anzeigen.

Problematisch erscheinen hierbei vorrangig die falsch positiven Messwerte; suggerieren diese doch eine höhere als tatsächlich zu Verfügung stehende Lichtpolymerisationsleistung. Die könnte im ungünstigsten Fall zu einer zu kurz gewählten Polymerisationszeit mit den bekannten negativen Einflüssen auf die physikalischen Eigenschaften des Komposits führen.

Bei neuen Geräten sollten deshalb die Diskrepanz zwischen den existie-

renden einfachen Hand-Radiometergeräten und einer Ulbricht-Kugel durch Neuentwicklungen deutlich reduziert und die Durchmesser des Lichtaustrittsfensters mitberücksichtigt werden.

Die zurzeit verfügbaren, handelsüblichen Hand-Radiometergeräte können falsch interpretierbare Ergebnisse liefern, wenn sie zum Vergleich der Lichtemissionsleistung unterschiedlicher Lichtpolymerisationsgeräte herangezogen werden. Sie sollten ausschließlich für praxisinterne Konstanzprüfungen einzelner Lichtpolymerisationsgeräte eingesetzt werden.

Das Bluephase-meter scheint aufgrund der Einfachheit der Messung und der Kosten des Messgerätes gegenüber der Ulbricht-Kugel das für die zahnärztliche Praxis zumindest für LED-Polymerisationsgeräte geeignetste Messgerät darzustellen. Die Limitierung der Detektionsfläche auf eine Lichtemissionsleistung $> 200 \text{ mW/cm}^2$ erlaubt eine klinisch relevante Beurteilung der tatsächlich zu Verfügung stehenden Polymerisationsenergie, zeigt aber neue Probleme hinsichtlich einer wissenschaftlichen Vergleichbarkeit mit anderen Radiometern auf. Hier zeigt sich noch Handlungs- und Klärungsbedarf. **DZZ**

Interessenkonflikt: Die Autorin/ die Autoren erklären, dass kein Interessenkonflikt im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors besteht.

Korrespondenzadresse

Dr. Anke Steinhoff-Schattenberg
Universitätsmedizin der Johannes-
Gutenberg Universität Mainz
Poliklinik für Prothetik
Augustusplatz 2
55131 Mainz
E-Mail: schattan@uni-mainz.de

Literatur

- Barghin, Berry T, Hatton C: Evaluating intensity output of curing lights in private dental office. *J Am Dent Assoc* 125, 992–996 (1994)
- Busemann I, Schattenberg A, Willershausen B, Ernst CP: Genauigkeit von Hand-Radiometermessungen bei der Bestimmung der Emissionsleistung von Lichtpolymerisationsgeräten. *ZWR* 117, 476–482 (2008)
- Davidson CL, de Gee AJ: Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *J Adhes Dent* 2, 167–173 (2000)
- Dunne SM, Davies BR, Millar BJ: A survey of the effectiveness of dental light-curing units and a comparison of light testing devices. *Br Dent J* 180, 411–416 (1996)
- Ernst CP, Briseno B, Rauscher M, Willershausen B: Spannungsabhängigkeit batteriebetriebener Lichtmessgeräte. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105, 1317–1319 (1995)
- Ernst CP, Busemann I, Kern T, Willershausen B: Feldtest zur Lichtemissionsleistung von Polymerisationsgeräten in zahnärztlichen Praxen. *Dtsch Zahnärztl Z* 61, 466–471 (2006)
- Ernst CP, Schattenberg A, Stender E, Meyer G, Willershausen B: Relative Oberflächenhärte verschiedener Komposite nach LED-Polymerisation aus 7 mm Abstand. *Dtsch Zahnärztl Z* 60, 154–160 (2005)
- Fowler CS, Swartz ML, Moore BK: Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper Dent* 19, 47–52 (1994)
- <http://www.gigahertz-optik.de/?/574-0-v--ulbrichtsche-kugeln.htm>
- 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* 16, 41–47 (2000)
- Leonard DL, Charlton DG, Hilton TJ: Effect of curing-tip diameter on the accuracy of dental radiometers. *Oper Dent* 24, 31–37 (1999)
- Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS: A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent* 27, 235–241 (1999)
- Roberts HW, Vandewelle KS, Berzins DW, Charlton DG: Accuracy of LED and halogen radiometers using different light sources. *J Esthet Restor Dent* 18, 214–222 (2006)
- Rossouw S: The accuracy and consistency of dental radiometers. *SADJ* 56, 560–562 (2001)
- Rueggeberg FA: Precision of hand-held dental radiometers. *Quintessence Int* 24, 391–396 (1993)
- Shortall AC, Harrington E, Wilson HJ: Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers. *J Dent* 23, 227–232 (1995)
- Strassler HE: Checking the reliability of your curing light. *J Esthet Dent* 3, 102–104 (1992)
- Strydom C: Prerequisites for proper curing. *SADJ* 60, 254–255 (2005)
- Thormann J, Lutz F: Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I: Prüfprotokoll. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 109, 1191–1202 (1999)
- Thormann J, Lutz F: Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten II: Prüfprotokoll. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 109, 1299–1312 (1999)
- Uhla, Mills RW, Rzanny AE, Jandt KD: Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing. *Dent Mater* 21, 278–286 (2005)