DIPLOMARBEIT

Lichtleistung von Polymerisationslampen in zahnärztlichen Praxen und Ambulanzen im Großraum Graz

eingereicht von

Daniel Neuhauser

Geb. Dat.: 24.03.1972

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnheilkunde (Dr. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

klinischen Abteilung für Zahnerhaltung

der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

unter der Anleitung von

Univ.-Prof. Dr. Karl Glockner

Graz, am 23.1.2014 Daniel Neuhauser

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich,
dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig
und ohne fremde Hilfe verfasst habe,
andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet,
und die den benutzten Quellen wörtlich
oder inhaltlich entnommenen Stellen
als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 23.1.2014 Daniel Neuhauser

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt:

Herrn Univ.-Prof. Dr. Karl Glockner
für die Bereitstellung des Themas
und die kompetente Betreuung bei dieser Arbeit.

Der Zahnärztekammer Steiermark für die Kooperation.

Allen Zahnärztinnen und Zahnärzten,
für die Unterstützung bei den Messungen.

Herrn Dr. Thomas Völkel, Firma Ivoklar Vivadent,
für das zur Verfügung stellen der Ulbricht Kugel.

Ein herzlicher Dank geht an meine Eltern und meine ganze Familie,
die mich während des Studiums stets unterstützt haben.

Meinen Freunden und Studienkollegen möchte ich danken für
den Rückhalt und die Ratschläge im Studium sowie Privat.

Diese Diplomarbeit ist meiner Frau Karin gewidmet, die mir während meiner
ganzen Studienzeit Kraft für meine Aufgaben gegeben hat.

Das Licht, das in die Tiefen dringt,
enthüllt nicht diese,
sondern nur sich selber.
Die Körper enthüllen die Eigenschaften des Lichtes.

Paul Richard Luck (1880 – 1940), deutscher Schriftsteller

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis ..... **iv**
Zusammenfassung ..... **vi**
Abstract ..... **vii**
Glossar und Abkürzungen ..... **viii**
Abbildungsverzeichnis ..... **ix**
Tabellenverzeichnis ..... **xi**
1 Einleitung **1**
2 Grundlagen **4**
2.1 Polymerisation 4
2.1 LED-Lampen 5
2.2 Halogenlampen 11
3 Material und Methode **13**
3.1 Die Ulbricht Kugel 13
3.1.1 Beschreibung der Ulbricht Kugel 13
3.1.2 In dieser Versuchsreihe verwendete Lichtmessanlage 15
3.2 Beschreibung der Messung 18
3.2.1 Anzahl der gemessenen Polymerisationslampen 18
3.2.2 Vorbereitung und Planung der Messungen 18
3.2.3 Auswahl des Ortes für den Aufbau der Messanlage 19
3.2.4 Aufbau der Messanlage 19
3.2.5 Vorbereitende Arbeiten zur Messung 20
3.2.6 Die Messung 21
3.2.7 Die Auswertung 22
4 Ergebnisse – Resultate **28**
4.1 Messprotokolle 30
4.1.1 Halogenpolymerisationslampen 30
4.1.2 LED-Polymerisationslampen 34
5 Diskussion **41**
6 Literaturrecherche 44
6.1 Literaturverzeichnis 44

Anhang 47

A **Spezifikationen Messgerät** 47

B **Schreiben an die Zahnärzte** 49

Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, fest zu stellen, wie der Zustand von 139 LED- und 62 Halogenpolymerisationslampen, in Bezug auf ihre Bestrahlungsstärke, bei niedergelassenen Zahnärztinnen/ Zahnärzten und Ambulanzen im Großraum Graz ist. Die erforderlichen Werte wurden mittels einer Ulbricht Kugel gemessen. Von den 62 Halogenlampen waren 25 (40,3%), von den 139 LED-Lampen 5 (3,6%) unter dem gesetzten Grenzwert für die Bestrahlungsstärke pro Fläche von 500mW/cm². Das Ergebnis spiegelt die vorherrschende Rolle von LED-Lichtquellen am Dentalmarkt wider. Darüber hinaus weisen LED-Lampen gegenüber Halogenlampen Vorteile in Bezug auf die Wartung auf. Jedoch sollte die richtige Verwendung von LED-Polymerisationslampen aufgrund der unterschiedlichen Zusammensetzungen der dentalen Kunststoffe, als auch in Bezug auf die verschiedenen Einsatzgebiete, wohl überlegt sein.

Abstract

The aim of this work was to determine the state of 139 light emitting diode (LED) - and 62 Quartz-tungsten halogen (QTH) light curing units (LCUs), in relation to their irradiance at dental practitioners and clinics in the greater area of Graz. The required values were measured using an integrating sphere (Ulbricht Kugel). Out of 62 halogen lamps were 25 (40,3%), out of 139 LED-lamps were 5 (3,6%) below the set limit value for the radiation intensity per surface of 500mW/cm². The result reflects the dominant role of LED-light sources on the dental market. Also an advantage of LED lamps compared to halogen lamps is easier maintenance. However, the proper use of LED photopolymerization devices due to the different compositions of dental composites, as well as in relation to the various fields of application, should be considered carefully.

Glossar und Abkürzungen

Bestrahlungsstärke: Die Bestrahlungsstärke E_e erhält man aus dem Quotienten der Strahlungsleistung $d\Phi_e$ und der Detektorfläche dA. Die Einheit ist somit Watt pro Quadratmeter [W/m²].

Halogen: Chemisches Element der 7. Hauptgruppe im Periodensystem. Sehr reaktionsfreudiges Nichtmetall.

Komposit: In der Zahnmedizin werden unter Kompositen zahnfarbene, plastische Füllungsstoffe verstanden, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr aushärten (Hellwig, 2010, 183).

LED: Light Emitting Diode, Licht-Emissions-Diode

Monomer: Niedermolekulare, reaktionsfähige Moleküle

mW: Milliwatt

mW/cm²: Milliwatt/ Quadratzentimeter

nm: Nanometer

Polymer: Synthetische Kunststoffe, Verkettung von Monomeren

Polymerisation: Chemische Reaktion mit Verkettung von Monomeren zu Polymeren

Polymerisationslampe: Aushärtelampe

Radiometer: Gerät zur physikalischen Messung von Strahlungsgrößen

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Jeweils ein Radiometer für Halogen und LED der Firma Kerr Manufacturing Company, U.S.A. (19.01.2014, http://www.holtdentalsupply.com/catalog/product/gallery/id/17253/image/1028/).... 3

Abbildung 2: LED (20.01. 2014, http://physicsworld.com/cws/article/news/2006/may/17/leds-move-into-the-ultraviolet)..... 6

Abbildung 3: Beispiel einer Leuchtdiode (Osram Archive, 14.01. 2014, http://commons.wikimedia.org/wiki/File:300dpi_Golden_DRAGON_Plus.jpg). 7

Abbildung 4: LED-Polymerisationslampe, (Mectron, 14.01.2014, http://www.mectron.de/starlight-pro.189.0.html). 10

Abbildung 5: Halogen-Polymerisationslampe (Wikipedia, 14.01. 2014, http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/7/74/Polymerisationslampe_Elipar_Highlight_2009_20090914_10.JPG/320px-Polymerisationslampe_Elipar_Highlight_2009_20090914_10.JPG). 12

Abbildung 6: Schema einer Ulbricht Kugel mit Lichtquelle, Detektor und Abschatter (20.01.2014, http://assets.newport.com/web600w-GR/images/1222827.gif) 15

Abbildung 7: Die verwendete Messanlage der Firma Gigahertz–Optik mit der Ulbricht Kugel, dem Optometer und drei Zentrierhilfen. An der Vorderseite der Ulbricht Kugel befindet sich der Detektor (Neuhauser, 2013). 17

Abbildung 8: Vergleich gemessene Lampen (Neuhauser, 2014). 18

Abbildung 9: Messung (Bedienungsanleitung Firma Gigahertz – Optik GmbH, Puchheim, 2013)..... 22

Abbildung 10: Integrierter Radiometer, hier der Firma GC, Produkt Silverlight (Mectron, silverlight - manual of use and maintenance, 2011)..... 26

Abbildung 11**:** Handelsüblicher Radiometer – nur für LED-Geräte, hier der Bluephase Meter der Firma Ivoclar – Vivadent, (14.01.2014, http://www.ivoclarvivadent.de/de/produkte/geraete/led-polymerisationsgeraete/bluephase-meter). 27

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Materialsysteme der LEDs verschiedener Farben (20.01.2014, http://de.wikipedia.org/wiki/Leuchtdiode) 9
Tabelle 2: Umrechnungstabelle für die schnellere Flächenermittlung (Firma Gigahertz – Optik GmbH, Puchheim, 2012). 24
Tabelle 3: Messergebnisse der Halogen–Polymerisationslampen in Bezug auf den Grenzwert von 500mW/cm² 28
Tabelle 4: Messergebnisse der LED–Polymerisationslampen in Bezug auf den Grenzwert von 500mW/cm² 29
Tabelle 5: Auswertungen der Firma Dentsply/ de Trey (Neuhauser, 2014). 30
Tabelle 6: Auswertungen der Firma 3M/ Espe (Neuhauser, 2014). 30
Tabelle 7: Auswertungen der Firma Ivoclar/ Vivadent (Neuhauser, 2014). 31
Tabelle 8: Auswertungen der Firma Haereus/ Kulzer (Neuhauser, 2014). 31
Tabelle 9: Auswertungen der Firma Kerr (Neuhauser, 2014). 32
Tabelle 10: Auswertungen der Firma Sirona (Neuhauser, 2014). 32
Tabelle 11: Auswertungen von sonstigen Lampen (Neuhauser, 2014). 33
Tabelle 12: Auswertungen der Firma Dentsply/ de Trey (Neuhauser, 2014). 34
Tabelle 13: Auswertungen der Firma GC (Neuhauser, 2014). 35
Tabelle 14: Auswertungen der 3M/ Espe und 3M Unitec (Neuhauser, 2014). 36
Tabelle 15: Auswertungen der Firma Haereus/ Kulzer (Neuhauser, 2014). 36
Tabelle 16: Auswertungen der Firma Ivoclar/ Vivadent (Neuhauser, 2014). 37
Tabelle 17: Auswertungen der Firma Kerr (Neuhauser, 2014). 38
Tabelle 18: Auswertungen der Firma SDI (Neuhauser, 2014). 38
Tabelle 19: Auswertungen der Firma Henry Schein (Neuhauser, 2014). 39
Tabelle 20: Auswertungen der Firma mectron (Neuhauser, 2014). 39
Tabelle 21: Auswertungen von sonstigen Lampen (Neuhauser, 2014). 40

1 Einleitung

Zahnfarbene Kompositrestaurationen gehören zu dem Behandlungsrepertoire nahezu jeder Zahnarztordination. Um mit dieser Therapie die Patienten langfristig zufrieden zu stellen, werden hohe Ansprüche an das Material gestellt. Allen voran wird der bakteriendichte Kavitätenverschluss gefordert, aber auch Materialeigenschaften wie Farbstabilität oder Abrasionsbeständigkeit sind von großer Bedeutung. Dabei werden heute vorwiegend lichthärtende Komposite verwendet. Grund dafür ist eine Vielzahl von Vorteilen gegenüber Amalgamen oder chemisch härtenden Kompositen, wie zum Beispiel bessere Ästhetik, Biokompatibilität oder einfache Anwendung. Um alle geforderten Qualitätskriterien zu erfüllen, müssen Schmelz- und Dentinkonditionierung, Dentinhaftvermittlung, Kompositmaterial und Lichtquelle nicht nur im Einzelnen hochwertig, sondern auch aufeinander abgestimmt sein. Nicht vollständig auspolymerisierte Komposite können zur Minderung der mechanischen und physikalischen Materialeigenschaften, erhöhter Verfärbungstendenz sowie vermehrter Wasseraufnahme führen (Hellwig et al, 2010).

Der Beweggrund für diese Diplomarbeit ist die oft diskutierte Frage über die Durchhärtung von den bei Füllungen verwendeten Kompositen und den damit im Zusammenhang stehenden Komplikationen, wie Post-OP-Sensibiltäten (Fischer, 2003), verursacht durch den Verbleib von pulpentoxischem Restmonomer, Randspaltbildung, Füllungsbruch oder Füllungsverlust. Verantwortlich für die unzureichende Polymerisation könnte unter anderem eine zu große Schichtdicke des Komposits, zu kurze Polymerisationszeit oder eine unzureichende Lichtleistung der Aushärtelampen sein. Auch der falsche Abstand zwischen der Polymerisationslampe und dem in die Kavität eingebrachten Komposit, kommt in Frage als Ursache für mangelnde Durchhärtung des Kunststoffes.

Ziel dieser Diplomarbeit war es, zu untersuchen, ob eine mangelnde Lichtleistung von im Gebrauch befindlichen Polymerisationslampen vorliegt.

Zu diesem Zweck wurden mit einem physikalischen Lichtmessgerät, der Ulbricht Kugel, 63 Halogen- und 139 LED- (Light Emitting Diode) Polymerisationslampen

bei niedergelassenen Zahnärztinnen/ Zahnärzten und Ambulanzen im Großraum Graz gemessen. Plasmalampen und Argonlaser konnten bei dieser Untersuchung aufgrund zu geringer Anzahl zur Verfügung stehender Geräte nicht berücksichtigt werden.

Um möglichst genaue Werte zu erhalten, ist es wichtig, ein exaktes Messgerät für die Tests der Polymerisationslampen auszuwählen. Bekannt sind handelsübliche Radiometergeräte oder in die Polymerisationsgeräte integrierte Radiometer. Diese wären aufgrund ihrer einfachen Bedienbarkeit zu bevorzugen (Fowler, 1994 in Ernst, 2006). Untersuchungen ergaben, dass die Werte der Radiometer stark variieren (Ernst, 2005), womit empfohlen ist, Hand-Radiometergeräte für eine Reihenuntersuchung nicht zu verwenden (Jandt, 2000). Eine zusätzliche Fehlerquelle bei Hand-Radiometergeräten ist die Stromversorgung mit Batterien, da diese bei niedriger Batteriespannung falsche Messergebnisse liefern können (Ernst, 1995). Aufgrund dieser Nachteile eines Hand-Radiometers wurde für die hier vorliegende Messreihe eine Ulbricht Kugel verwendet. Die Ulbricht Kugel in Kombination mit einem geeichten Messgerät (Photometer) erscheint als die einzig objektive Messanlage zur Messung der Polymerisationslampen. Die technische Beschreibung der Ulbricht Kugel folgt in Kapitel 3.1.

Bezüglich der Genauigkeit von Messgeräten sei hier noch festgehalten, dass es neben der Ulbricht Kugel, die den gesamten Lichtstrom integriert, noch das Goniophotometer gibt, mit dem die Strahlungskeule der LED bei verschiedenen Theta- (θ) und Phi- (φ) Winkeln gemessen und daraus der Gesamtlichtstrom berechnet wird. Bei der Ulbricht Kugel sind zahlreiche geometrische und spektrale Fehlerquellen, insbesondere die sehr unterschiedliche Abstrahlcharakteristik von LEDs, zu beachten. Aus technischer Sicht bietet das Goniophotometer die größte Genauigkeit zur Messung von Bestrahlungsstärke.

Für die Funktionsweise des Goniophotometers stellt man sich die LED von einer fiktiven Kugel umhüllt vor. Auf der Kugeloberfläche bewegt sich in bestimmten Bahnen ein kosinuskorrigierter Detektor im Abstand r des Kugelradius. Mit Hilfe des Detektors wird die Bestrahlungsstärke E, die durch den partiellen Strahlungsfluss dΦ auf der Detektorfläche dA hervorgerufen wird, in Abhängigkeit von θ und φ bestimmt. Zur Bestimmung der Gesamtstrahlungsleistung wird der

Detektor schrittweise um den Winkel θ verdreht. Für jeden Winkel θ werden mehrere Messungen bei verschiedenen Winkeln φ von 0° bis 360° aufgenommen. Es werden jeweils einzelne Zonen, die einem konstanten Breitengrad des Globus entsprechen, abgetastet. Die Gesamtstrahlungsleistung Φ ergibt sich aus dem Integral. Anstatt den Detektor zu bewegen, was einen großen mechanischen Aufwand erfordert, ist es ebenso möglich, nur die LED um ihre Spitze zu drehen (Instrument Systems GmbH, 20.1. 2014).

Da aber der technische Aufwand für eine Messung mittels Goniophotometer zu groß ist und ebenso die Kosten dafür zu hoch sind, bleibt die Ulbricht Kugel als ideale Messeinheit für eine Untersuchung wie die hier vorliegende.

Abbildung 1: Jeweils ein Radiometer für Halogen und LED der Firma Kerr Manufacturing Company, U.S.A. (19.01.2014, http://www.holtdentalsupply.com/catalog/product/gallery/id/17253/image/1028/)

2 Grundlagen

2.1 Polymerisation

Wenn man im Zusammenhang mit dentalen Kompositen von Polymerisation spricht, dann ist chemisch gesehen die radikale Polymerisation gemeint und beschreibt die Reaktion von Monomeren zu Polymeren. Diese läuft in folgenden drei Schritten ab:

Kettenstart (auch: Initiation)

Wachstumsreaktion (auch: Propagation)

Kettenabbruch (auch: Termination)

Zahnärztliche Füllungskunststoffe sind lichthärtend, was bedeutet, dass die Startreaktion durch einen Photoinitiator in Gang gesetzt wird, der unter der Energieeinwirkung des Lichts in Radikale zerfällt. Diese Radikale reagieren mit ungesättigten Monomermolekülen zu Polymeren. Champferchinon ist der in Dentalkunststoffen am häufigsten eingesetzte Photoinitiator. Es absorbiert Licht bei einer Wellenlänge von 360 bis 520nm - das Absorbtionsmaximum liegt bei 468nm - und startet eine Kettenreaktion. Für die Qualität des Komposits ist die maximale Umsetzung von Monomeren zu Polymeren von Vorteil. Dazu müssen möglichst viele Initiatoren mit Lichtenergie beladen werden. Wenn keine Monomere mehr zur Verfügung sind oder die Energie zu gering für die Reaktion ist, kommt es zum Kettenabbruch. Es bleiben Restmonomere im Kunststoff übrig (Steiner, 2004, Eichner et al, 2000). Die Monomer-Polymer-Umwandlung hängt einerseits von der Chemie der Photoinitiatoren und andererseits von der emittierten Lichtenergie der Polymerisationslampe ab. Die klinischen Eigenschaften der Komposite stehen stark im Zusammenhang mit der effektiven Lichtpolymerisation der verwendeten Polymerisationslampen (Cattani-Lorente, 2003). Das bedeutet auch, dass geringere Bestrahlungsstärken eines Lichtpolymerisationsgerätes längere Polymerisationszeiten bedingen. Die erforderliche Polymerisationszeit kann nach dem Total-Energy-Konzept von Koran und Kürschner, 1998 (Lenhard 2008) berechnet werden. Dieses Konzept besagt,

dass zur Aushärtung von Komposit eine Gesamtenergiedosis von 12000 -16000 mWs/cm² notwendig ist. Die daraus abgeleitete Formel heißt:

$$\text{Polymerisationszeit} = \frac{\text{Gesamtenergiedosis von } 16000 \text{mWs/cm}^2}{\text{Bestrahlungsstärke (mW/cm}^2\text{)}}$$

Eine verminderte Lichtleistung kann durch zu großen Abstand zum Objekt, oder gerätebedingt verursacht werden. Der optimale Abstand vom Lichtleiter zum Objekt beträgt 1mm. Ein direktes Anliegen würde die Gefahr einer Kontamination des Lichtleiters mit Füllungsmaterial mit sich bringen (Lutz F, Thörmann J, 1999). Allerdings liegt bei einem Abstand von 5mm der Verlust der Bestrahlungsstärke bereits bei 50% (Felix und Price, 2003). Für die Geräte fordern Rueggeberg et al., 1994 Intensitäten von wenigstens 400mW/cm² bei maximal 2mm dicken Inkrementschichten, Lampen mit einer Leistung von unter 233mW/cm² sollten nicht verwendet werden.

2.1 LED-Lampen

Mehr als 100 Jahre nach der Entdeckung einer Lichtemission von unter elektrischer Spannung stehenden anorganischen Stoffen durch den Engländer Henry Joseph Round, stehen LEDs mittlerweile im Zentrum der Leuchtmittelindustrie. Sei es bei der Verwendung in Automobilen, Bildschirmen, Anzeigen oder als Beleuchtung im Haushalt, bis hin zu Spezialgebieten wie der Zahnmedizin (Boer, 2003), überall finden sich LEDs.

Entgegen den Beschreibungen in älteren wissenschaftlichen Arbeiten zeigt die vorliegende Untersuchung eine höhere Anzahl von LED- als Halogen-Polymerisationslampen, was darauf hindeuten kann, dass, wie oben erwähnt, mittlerweile überwiegend Polymerisationslampen mit LED-Technologie verwendet werden.

Die Abkürzung LED steht für „Light Emitting Diodes“, was übersetzt „Licht emittierende Dioden“ bedeutet. Diese elektronischen Bauteile gehören zu den Elektrolumineszenzstrahlern. Leuchtdioden basieren auf Halbleiterverbindungen, die den Strom direkt in Licht umwandeln. Bei ihnen erfolgt die

Strahlungserzeugung durch Rekombination von Ladungsträgerpaaren in einem Halbleiter. Halbleiter sind Festkörper, die in reinem Zustand bei niedrigen Temperaturen isolieren und bei hohen Temperaturen jedoch eine Leitfähigkeit aufweisen (Ernst, 2002).

Der Halbleiterkristall von Leuchtdioden ist auf den Boden einer kegelförmigen Vertiefung in einem Metallhalter gelötet. Die Innenseiten der Vertiefung wirken als Reflektor für das aus den Seiten des Kristalls austretende Licht. Der prinzipielle Aufbau einer Leuchtdiode entspricht dem einer p-n-Halbleiterdiode. Als p-n-Übergang wird ein Materialübergang in Halbleiterkristallen zwischen Bereichen mit unterschiedlicher Dotierung bezeichnet. Bereiche, in denen die Dotierung von negativ (n) zu positiv (p) wechselt, kommen in vielen elektrischen Bauelementen der Halbleitertechnik vor.

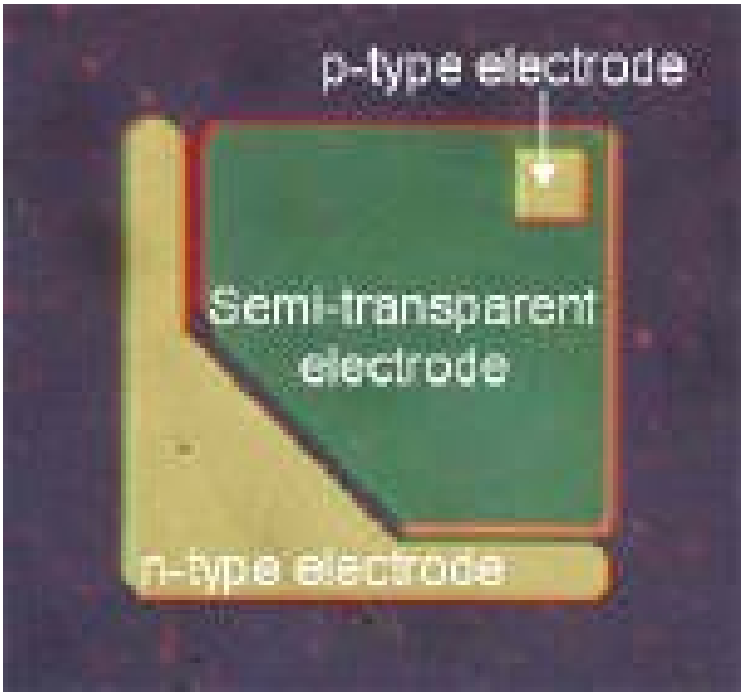

Abbildung 2: LED (20.01. 2014, http://physicsworld.com/cws/article/news/2006/may/17/leds-move-into-the-ultraviolet).

Das Ausgangsmaterial für Leuchtdioden ist ein direkter Halbleiter. Dieser zeichnet sich durch einen „direkten Bandübergang“ aus, was bedeutet, dass die Elektronen am unteren Rand des Leitungsbandes (Leitungsbandminimum) und am oberen Ende des Valenzbandes (Valenzbandmaximum) denselben Impuls haben. Damit

ist ein direkter Übergang des Elektrons unter Aussendung eines Photons (Licht) möglich. Die Energie des emittierten Photons ist gleich der Energie der Bandlücke, also dem energetischen Abstand zwischen Leitungs- und Valenzband. Die Größe der Bandlücke, also der Energielücke, bestimmt die Energie, das heißt, die Frequenz, Wellenlänge beziehungsweise Farbe des ausgesandten Lichtes. Sie lässt sich über die chemische Zusammensetzung des Halbleiters steuern (Wikipedia, 2014).

Abbildung 3: Beispiel einer Leuchtdiode (Osram Archive, 14.01. 2014, http://commons.wikimedia.org/wiki/File:300dpi_Golden_DRAGON_Plus.jpg).

Jene LEDs, welche speziell für den Produktbereich der Zahnmedizin beziehungsweise Zahntechnik hergestellt wurden, enthalten den Halbleiter Indiumgalliumnitrid (InGaN) (Leonard et al., 2002). Die Farbe des LED-Lichtes wird durch die chemische Zusammensetzung der Halbleiterkombination bestimmt. Das erzeugte Licht besitzt nur ein schmales Spektrum im Bereich von 400 – 500 nm. Dies ist auch einer der wesentlichen Unterschiede von LEDs zu Halogenlampen, die weißes Licht emittieren, das gefiltert wird, um auf die

Wellenlänge des Photoinitiators zu kommen. Die meisten von Zahnärztinnen/ Zahnärzten verwendeten Komposite starten den Polymerisationsvorgang durch den Photoinitiator Champferchinon, der durch die emittierte Wellenlänge von LED-Lampen sehr exakt aktiviert werden kann (Ernst, 2002). Moderne Geräte haben bereits sogenannte „Breitband LEDs“, diese können ein Spektrum von 385 – 515nm abdecken.

Farbe	**Wellenlänge λ in nm**	**Werkstoff**
• Infrarot	λ > 760	Galliumarsenid (GaAs) Aluminiumgalliumarsenid (AlGaAs)
• Rot	610 < λ < 760	Aluminiumgalliumarsenid (AlGaAs) Galliumarsenidphosphid (GaAsP) Aluminiumgalliumindiumphosphid (AlGaInP) Galliumphosphid (GaP)
• Orange	590 < λ < 610	Galliumarsenidphosphid (GaAsP) Aluminiumgalliumindiumphosphid (AlGaInP) Galliumphosphid (GaP)
• Gelb	570 < λ < 590	Galliumarsenidphosphid (GaAsP) Aluminiumgalliumindiumphosphid (AlGaInP) Galliumphosphid (GaP)
• Grün	500 < λ < 570	Indiumgalliumnitrid (InGaN) / Galliumnitrid (GaN) Galliumphosphid (GaP) Aluminiumgalliumindiumphosphid (AlGaInP) Aluminiumgalliumphosphid (AlGaP) Zinkoxid (ZnO), in Entwicklung

Farbe	Wellenlänge λ in nm	Werkstoff
• Blau	450 < λ < 500	Zinkselenid (ZnSe) Indiumgalliumnitrid (InGaN) Siliziumkarbid (SiC) Silizium (Si) als Träger, in Entwicklung Zinkoxid (ZnO), in Entwicklung
• Violett	400 < λ < 450	Indiumgalliumnitrid (InGaN)
• Ultraviolett	230 < λ < 400	Diamant (C) Aluminiumnitrid (AlN) Aluminiumgalliumnitrid (AlGaN) Aluminiumgalliumindiumnitrid (AlGaInN)[1]

Tabelle 1: Materialsysteme der LEDs verschiedener Farben (20.01.2014, http://de.wikipedia.org/wiki/Leuchtdiode)

Die Vorteile von modernen Polymerisationsgeräten zusammengefasst:

Durch den hohen Wirkungsgrad ergibt sich eine geringere Wärmeentwicklung sowie ein geringerer Stromverbrauch. Dadurch besteht die Möglichkeit, Akkumulatoren als Energiequelle zu verbauen, was auch den Wegfall eines Stromkabels bedingt und die Geräte in der Bedienung handlicher macht. Die Mikroelektronik ermöglicht eine schlanke Bauweise und weniger Gewicht. Eine lange Lebensdauer und die Wartungsfreundlichkeit der modernen Polymerisationsgeräte durch die Verwendung von LEDs, sowie ein fehlendes Betriebsgeräusch durch Entfall der Ventilatorkühlung sind weitere Vorteile (Manhart, 2003, Steiner, 2004, Postl, 2004).

Abbildung 4: LED-Polymerisationslampe, (Mectron, 14.01.2014, http://www.mectron.de/starlight-pro.189.0.html).

2.2 Halogenlampen

Die physikalische Grundlage für die Lichterzeugung beruht auf der Tatsache, dass erhitzte Gegenstände elektromagnetische Strahlen abgeben. Die in Polymerisationsgeräten eingebauten Glühlampen sind ähnlich aufgebaut wie handelsübliche Glühbirnen. Ein Wolframdraht, der sich in einem mit Halogen gefüllten Quarzglasleuchtkörper befindet, wird durch Fluss von elektrischem Strom zum Glühen gebracht. Der Wolframfaden wirkt als Widerstand und so erzeugt der fließende Strom Hitze. Bei einer Temperatur der Wolframwendel von ca. 2000 - 3000°C werden etwa acht Prozent der Strahlung als sichtbares Licht (kurzwellig) abgegeben. Die meiste Energie geht als Wärme verloren.

Die Lebenserwartung einer solchen Glühlampe wäre jedoch sehr gering, da durch die hohen Temperaturen der Wolframdraht schneller abdampft. Damit würde sich der Glühwendel an einigen Stellen den Temperaturen des Schmelzpunktes annähern, sodass er durchbrennen würde. Das Abdampfen kann nicht verhindert werden, aber das abgedampfte Material wird durch das zugesetzte Halogengas wieder angelagert. Beim Annähern der Wolframatome an das Glas der Lichtquelle sinkt ihre Temperatur auf 800°C und das abgedampfte Wolfram verbindet sich mit dem Halogen zu gasförmigem Wolframhalogenid. Diese Moleküle wandern zum 2600 - 3000°C heißen Glühwendel, wo das Wolframhalogenid in Wolfram, welches sich an dem Glühwendel wieder anlagert, sowie freies Halogen zerfällt (Ernst, 2002). Auf diese Weise regeneriert sich der Glühwendel von selbst. Jedoch funktioniert dieser Kreislauf nur, wenn sich das Wolframhalogenid nicht am „kalten“ Glas der Lampe niederschlagen kann. Dieser Prozess wird unterbunden, indem der Glaskolben sehr klein gehalten wird und er sich somit schnell an die hohen Temperaturen angleicht (Wahlen, 2007).

Trotz dieses Kreislaufes ist die Lebensdauer einer solchen Lampe nicht unbegrenzt, denn das Abscheiden und Wiederanlagern des Wolframs geschieht nicht absolut gleichmäßig und so entstehen mit der Zeit dünnere Stellen, die geringfügig heißer werden als Andere. Wenn dann irgendwann an einer dieser Stellen der Schmelzpunkt erreicht ist, brennt der Glühwendel durch (Ernst, 2002).

Das Halogenpolymerisationsgerät emittiert weißes Licht. Da aber für die

Polymerisation lediglich der blaue Teil des sichtbaren Lichtes von Nutzen ist, wird das Licht durch einen sogenannten Blaufilter auf einen Wellenlängenbereich von 380 - 520nm limitiert. Zusätzlich schützt dieser Blaufilter vor ultravioletten Lichtanteilen, die Hautschäden hervorrufen können, sowie vor infraroter Strahlung, die unnötige Wärme erzeugt. Der Einbau eines Blaulichtfilters sollte jedoch nicht die zwingend notwendige Kühlung ersetzen, welche die Geräte vor Überhitzung schützt. Nur ca. 10% der erzeugten Energie werden als Licht abgegeben, 90% gehen als Wärmestrahlung verloren (Lutz et al, 1992).

Die meisten im Handel befindlichen Halogenlampen weisen in der Regel eine Bestrahlungsstärke von 600 bis 800mW/cm² auf, mit Ausnahme von Hochleistungslampen mit über 1000mW/cm².

Abbildung 5: Halogen-Polymerisationslampe (Wikipedia, 14.01. 2014, http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/7/74/Polymerisationslampe_Elipar_Highlight_2009_20090914_10.JPG/320px-Polymerisationslampe_Elipar_Highlight_2009_20090914_10.JPG).

3 Material und Methode

3.1 Die Ulbricht Kugel

Zur Bestimmung der Strahlungsleistung von Polymerisationslampen in dieser Versuchsreihe wurde eine sogenannte „Ulbricht Kugel“ verwendet, welche zu den wichtigsten und exaktesten Messgeräten in der Lichtmesstechnik gehört.

3.1.1 Beschreibung der Ulbricht Kugel

Bei der Ulbricht Kugel handelt es sich um eine innen diffus reflektierende Hohlkugel, in deren Oberfläche sich, (oftmals) im rechten Winkel zu einer Lichteintrittsöffnung, eine Austrittsöffnung befindet. Vor der Lichteintrittsöffnung befindet sich die Licht- beziehungsweise Strahlungsquelle. Die Innenbeschichtung besteht aus möglichst gut diffus reflektierenden Materialien, wie zum Beispiel Barium-Sulfat, Teflon oder Gold.

Die Durchmesser möglicher Öffnungen sind deutlich kleiner als der Innendurchmesser der Kugel, sodass nur solches Licht in die Austrittsebene gelangt, welches zuvor vielfach an der inneren Oberfläche reflektiert worden ist. Die Fläche aller Öffnungen sollte hierbei 5 % der Gesamtfläche der Kugel nicht überschreiten. Ulbricht Kugeln werden meist für den Einsatz im Bereich des sichtbaren Lichtes, aber auch für Infrarot- und Ultraviolettlicht gebaut.

Die Lichtquelle wird etwa in der Mitte einer Ulbricht Kugel angebracht. Der von ihr direkt ausgesandte Lichtstrom $\Phi_L$wird an der Kugelinnenfläche A diffus reflektiert und erzeugt nach Mehrfachreflexion an A schließlich den indirekten Lichtstrom Φ_R, welcher das Kugelinnere als diffuses Lichtfeld erfüllt. Auf die Kugelfläche A mit dem Reflexionsgrad ρ trifft die Summe $\Phi_L + \Phi_R$ aus direktem und indirektem Lichtstrom. Davon wird der Anteil $(\Phi_L + \Phi_R) \cdot (1 - \rho)$ absorbiert und als Wärme nach außen abgeführt. Nach Einschalten der Lichtquelle nimmt die Intensität des Lichtfeldes im Kugelinneren solange zu, bis der durch Absorption dem Feld entzogene Lichtstrom gleich dem von der Lichtquelle nachgelieferten Lichtstrom ist.

Ein an der Kugelinnenfläche angebrachtes Photometer erfasst ausschließlich die indirekte Beleuchtungsstärkekomponente E_R, wenn die direkte Komponente durch eine geeignet angebrachte Blende, den so genannten „Schatter“, von der Messfläche abgehalten wird. Der gesuchte Lichtstrom ergibt sich dann aus der gemessenen indirekten Beleuchtungsstärkekomponente und den bekannten Eigenschaften der Kugel als

$$\Phi_L = E_R \cdot A \cdot \frac{1-\rho}{\rho}$$

Die in der Praxis verwendeten Ulbricht Kugeln weichen teilweise von dem hier beschriebenen Idealfall ab. Die Beschichtung beispielsweise wird nicht vollständig homogen aufgebracht sein, sie wird nicht ideal diffus reflektieren (was durch die Mehrfachreflexion zum Teil, aber nicht vollständig kompensiert wird), und sie wird verschiedene Wellenlängen verschieden stark reflektieren. Reale Kugeln weisen meist Öffnungen auf, deren Flächen von Materialproben, Lichtquellen oder Photometern belegt sind und daher andere Reflexionsgrade aufweisen als die Kugelinnenfläche. Es ist daher ein effektiver mittlerer Reflexionsgrad anzusetzen. Diese und zahlreiche andere Fehlerquellen müssen durch Korrekturfaktoren berücksichtigt oder durch geeignete Messprozeduren (z.B. Vergleichsmessungen an Referenzproben) eliminiert werden [Wikipedia; 22.10.2013].

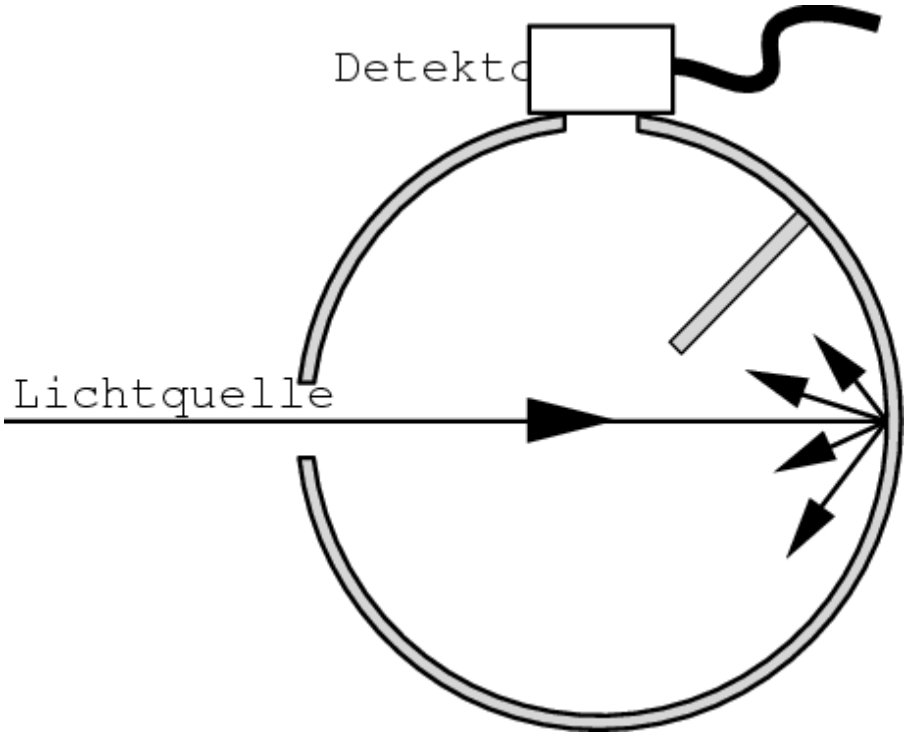

Abbildung 6: Schema einer Ulbricht Kugel mit Lichtquelle, Detektor und Abschatter (20.1.2014, http://assets.newport.com/web600w-GR/images/1222827.gif)

3.1.2 In dieser Versuchsreihe verwendete Lichtmessanlage

Obwohl im Zusammenhang mit der Messung von Lichtleistung stets von der „Ulbricht Kugel“ als Messgerät gesprochen wird, soll an dieser Stelle erwähnt sein, dass diese nur einen Teil der gesamten Messanlage darstellt. Im Folgenden ist anhand der Beschreibung der hier verwendeten Messeinheit aufgelistet, welche Bestandteile diese beinhaltet.

Die für die Messung der Lichtleistung benötigte Anlage besteht aus drei wesentlichen Teilen:

- Ulbricht Kugel
- Detektor
- Lichtmessgerät

In der hier beschriebenen Versuchsreihe wurde eine Ulbricht Kugel in Kombination mit einem Lichtmessgerät mit der Bezeichnung „Optometer P 9710“ der Firma Gigahertz - Optik verwendet.

Die verwendete **Ulbricht Kugel** ist auf der Innenseite mit Bariumsulfat beschichtet, besitzt einen angeschlossenen Detektor und eine Lichteintrittsöffnung, sowie Zentrierhilfen (Reduziereinsätze) mit verschiedenen Durchmessern. Die austauschbaren Zentrierhilfen dienen dazu, jeweils die Divergenz des Durchmessers der Öffnung des Lichteintrittsfensters der Ulbricht Kugel mit jenem des Lichtaustrittsfensters der gemessenen Polymerisationslampe auszugleichen. So ist eine exakte Passung gewährleistet, wodurch kein zusätzliches Licht in die Ulbricht Kugel eindringen kann. Letzteres würde zu Messfehlern führen.

Die **Detektorköpfe** werden von der Erzeugerfirma nach Art des Lichtes, welches gemessen werden soll, beziehungsweise nach Anforderung an das Messergebnis installiert.
Dazu entscheidende Parameter sind unter anderem:

Wellenlänge,
Lichtstärke,
Lichtdichte oder Beleuchtungsstärke.

Das **Optometer** ist ein hochwertiges Handmessgerät zur photometrischen und radiometrischen Messung, das auch für den mobilen Einsatz geeignet ist und unter anderem die effektive Lichtleistung erfassen kann. Dieses Lichtmessgerät steht in Verbindung mit dem Detektor (Messkopf) an der Ulbricht Kugel. Es verfügt über eine LCD-Anzeige und ein Tasten-Bedienfeld.

Weiters werden als Zubehör ein Netzgerät mit Netzkabel, eine Lupe mit integrierter Skala, ein Messschieber, ein Taschenrechner und eine Umrechnungstabelle benötigt.
Alle Bestandteile befinden sich sicher verpackt in einem stabilen Transportkoffer, um diese sensiblen Messgeräte vor Transportschäden zu schützen.

Zur Verfügung gestellt wurde mir dieses Gerät des Herstellers Gigahertz-Optik GmbH, Puchheim, dankenswerterweise von der Firma Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein.

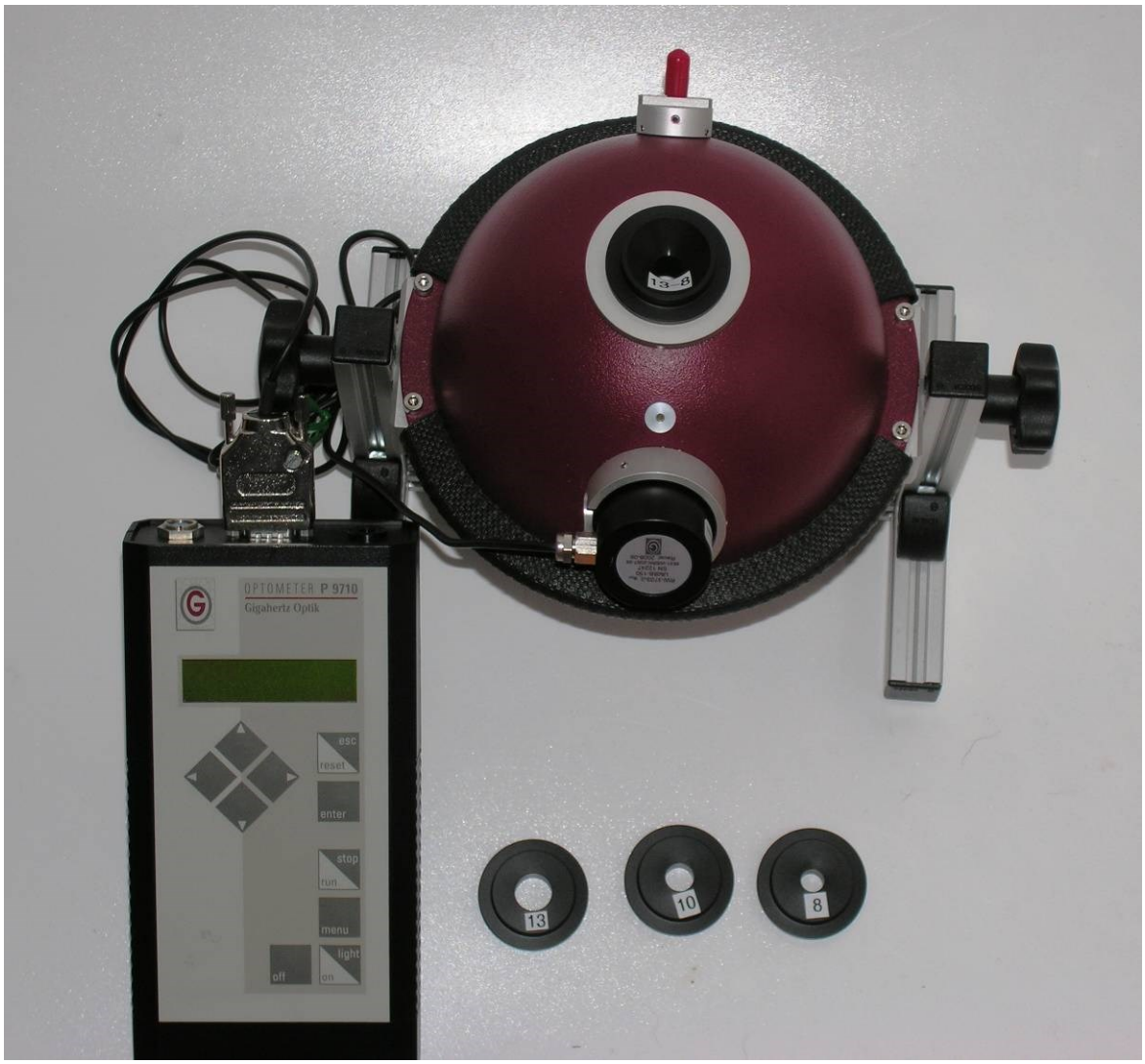

Abbildung 7: Die verwendete Messanlage der Firma Gigahertz-Optik mit der Ulbricht Kugel, dem Optometer und drei Zentrierhilfen. An der Vorderseite der Ulbricht Kugel befindet sich der Detektor (Neuhauser, 2013).

3.2 Beschreibung der Messung

3.2.1 Anzahl der gemessenen Polymerisationslampen

Gemessen wurden im Jahr 2012 139 LED- und 62 Halogenpolymerisationslampen im Großraum Graz (Graz, Graz Umgebung und angrenzende Bezirke) innerhalb eines Zeitraumes von einem halben Jahr.

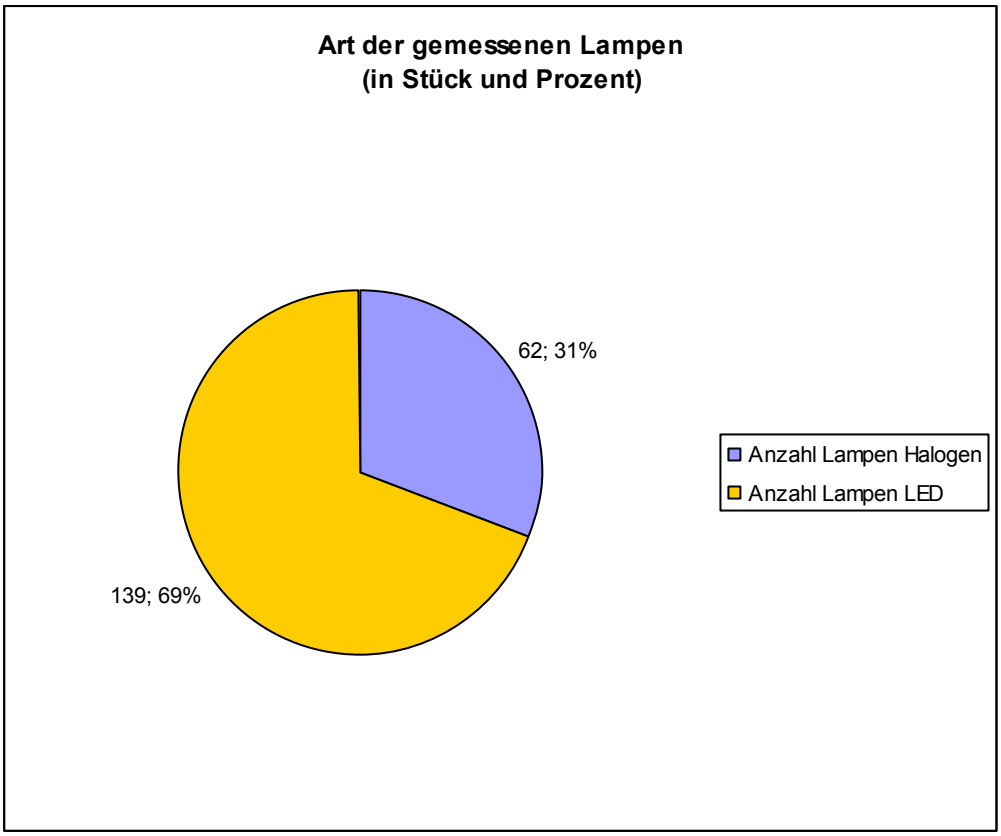

Abbildung 8: Vergleich gemessene Lampen (Neuhauser, 2014).

3.2.2 Vorbereitung und Planung der Messungen

Mit Hilfe der steirischen Zahnärztekammer konnten durch eine Aussendung niedergelassene Zahnärztinnen/ Zahnärzte über die geplanten Messungen vorinformiert werden.

In weiterer Folge wurden die teilnehmenden Ordinationen nach dem Zufallsprinzip aus dem Verzeichnis der steirischen Zahnärztekammer ausgesucht und telefonisch ein kurzfristiger Termin für die Messung vereinbart. Da eine langfristige Terminvergabe längere Wegstrecken bedingt hätte, wurden Praxen in einem

überschaubaren Gebiet spontan ausgewählt, um zeiteffizient zu arbeiten und die Fahrtkosten zu minimieren. Eine zusätzliche Randomisierung ergab sich daraus, dass nicht alle Behandlerinnen/ Behandler verfügbar waren (Urlaub, Öffnungszeiten,…) oder es gerade ungünstig erschien. Die Bereitschaft der KollegInnen und Kollegen, ihre Polymerisationslampen zur Verfügung zu stellen, war allerdings sehr hoch, sodass mit dieser Auswahlmethode viele Messungen in einem effektiven Zeitrahmen durchgeführt werden konnten.

Daraus ergab sich auch der Zeitbedarf. Die benötigte Zeit für eine Messung beträgt im Durchschnitt eine Stunde ohne Wegzeit (siehe 3.2.3 bis 3.2.7). Dank der hohen Dichte an Zahnärztinnen/ Zahnärzten im Großraum Graz konnte so der zeitliche Aufwand entsprechend gering gehalten werden.

Wie vorab telefonisch vereinbart, suchte ich die jeweiligen Zahnarztpraxen auf, stellte mich vor und erklärte den Grund meines Besuches, indem ich die Hintergründe dieser Diplomarbeit erklärte. Die Behandlerinnen/ Behandler erhielten auch eine kurze Erklärung des Messablaufes und was mit ihren Polymerisationslampen bei der Messung passiert.

3.2.3 Auswahl des Ortes für den Aufbau der Messanlage

Der Messort wurde in den Ordinationen so gewählt, dass der laufende Ordinationsbetrieb möglichst nicht gestört wurde. Für die Ulbricht Kugel selbst gibt es keine bestimmten Anforderungen an den Messort. Einzig ein Stromanschluss ist für den Betrieb der Messeinheit notwendig. Eine stabile, gerade Stellfläche in einer sauberen Umgebung versteht sich für jedes sensible physikalische Instrument. Diese Voraussetzungen konnten in jeder teilnehmenden Ordination gefunden werden.

3.2.4 Aufbau der Messanlage

Der Aufbau der Messanlage ist nicht kompliziert und dauert nur wenige Minuten, sobald man damit vertraut ist. Die dazugehörigen Teile sind alle in einem Koffer verpackt. Die Ulbricht Kugel muss mit der Messeinheit (Optometer) verbunden werden, diese wiederum über einen Netzadapter an eine 220V Stromquelle angeschlossen sein.

3.2.5 Vorbereitende Arbeiten zur Messung

3.2.5.1 Begutachtung und Auswahl der Polymerisationslampen

Die von den Zahnärztinnen/ Zahnärzten zur Verfügung gestellten Polymerisationslampen wurden vor Beginn der Messungen in der Ordination eingesammelt und zuerst begutachtet. Da bei dieser Messreihe die rein technischen Messwerte von Relevanz sein sollten, wurden nur unbeschädigte Lampen herangezogen und behebbare Verunreinigungen vor allem im Bereich des Lichtaustrittsfensters beseitigt. Aus Gründen der einfacheren Vergleichbarkeit wurde bei allen Lampen für die Messung der stärkste Modus für die Intensität der Leuchtkraft gewählt.

Das Alter der Lampen wäre sicher ein interessanter Parameter für diese Untersuchung gewesen, jedoch hat sich herausgestellt, dass die Zahnärztinnen/ Zahnärzte, oder ihre Verantwortlichen für Medizinprodukte, nur Schätzungen mit Abweichungen von zwei Jahren angeben können. Dadurch hat das Alter der Lampen, vor allem bei den Halogenlampen, in anbetracht der Lebensdauer der Glühlampen keine seriöse Aussagekraft mehr. Das Nachschlagen in den Unterlagen der Buchhaltung erschien als unzumutbarer Aufwand im laufenden Ordinationsbetrieb.

3.2.5.2 Registrierung der Polymerisationslampe

Im Anschluss wurden die Geräte registriert (Hersteller- und Produktname) und in die (von mir verwendete) Messtabelle eingetragen.

3.2.5.3 Vermessung des Lichtleiters der Polymerisationslampe

Vor der Messung wurde mittels eines Okulars, in das eine Millimeter-Skala eingearbeitet ist, der Durchmesser des eigentlichen Lichtaustrittsfensters der Polymerisationslampe auf Zehntel Millimeter genau bestimmt. Dies ist notwendig für die Umrechnung der Lichtleistung auf die Bestrahlungsstärke. Der Außendurchmesser des Lichtleiters wurde mit einem Messschieber bestimmt, damit der richtige Reduziereinsatz für das Lichteintrittsfenster an der Ulbricht Kugel gewählt werden konnte. Das heißt, der Außenumfang des Lichtleiters

entspricht nicht dem effektiven Abstrahldurchmesser. Die lichtleitenden Teile sind mit einem nicht lichtaktiven Material ummantelt. Die Wahl des Materials und die Ausführung dieser Ummantelung sind je nach Herstellerfirma und Produkt unterschiedlich. Manche Herstellerfirmen geben den effektiven Abstrahldurchmesser bekannt. Das Abmessen mit dem Okular stellte keine Schwierigkeit dar, da sich die Materialien unter der Lupe sehr gut unterscheiden lassen. Aufgrund der einheitlichen Vorgehensweise wurden bei dieser Versuchsreihe alle Lichtleiter vermessen und diese Ergebnisse zur Errechnung herangezogen. Ein Vergleich mit den Angaben der Hersteller, sofern vorhanden, ergab keinen Unterschied.

3.2.6 Die Messung

Eine Messung der Lichtleistung läuft wie folgt ab:

- Auswahl des Reduziereinsatzes. (Beschreibung siehe oben) Abnahme der Schutzkappe, applizieren des Reduziereinsatzes am Lichteintrittsfenster der Ulbricht Kugel.

- Vorbereitung des Lichtmessgerätes. Einschalten, im Menü Detektor für LED oder Halogen wählen.

- Polymerisationslampe einschalten, stärksten Modus wählen (keine Soft Start Programme).

- Lichtleiter der Polymerisationslampe in die Zentrierhilfe halten und starten.

- Wert nach fünf Sekunden ablesen.

Abbildung 9: Messung (Bedienungsanleitung Firma Gigahertz – Optik GmbH, Puchheim, 2013)

3.2.7 Die Auswertung

Das Messergebnis der absoluten Lichtleistung wurde in einer Tabelle notiert. Dieser Wert stellt sich als Strahlungsfluss mit der Einheit Watt [W] oder Milliwatt [mW] dar. Da aber zur radiometrischen Beurteilung von Polymerisationslampen die Bestrahlungsstärke als Strahlenfluss pro Fläche [mW/cm²] herangezogen werden muss, wird folgende Umrechnung notwendig:

Für die Umrechnung von Strahlungsfluss zu Bestrahlungsstärke muss der gemessene Strahlungsfluss (Ergebnis laut Display des Messgerätes) durch die Fläche des Lichtstrahles dividiert werden. Diese Fläche errechnet sich aus dem Quadrat aus dem mit dem Okular gemessenen effektiven Abstrahldurchmesser des Lichtaustrittsfensters dividiert durch Zwei, das Ganze multipliziert mit der Zahl Pi.

Formeln:

Fläche = π x (Effektiver Abstrahldurchmesser / 2)²

Bestrahlungsstärke pro Fläche = Messwert [mW] / Fläche [cm²] = mW/cm²

Beispiel:

Fläche: π x (7,0 mm / 2)² = 0,385 cm²

Bestrahlungsstärke pro Fläche = 341mW / 0,385cm² = 886 mW/cm²

Messwert Ulbrichtkugel (W) x 1000 = Wert in mW

Wert in mW : Fläche [cm^2] = Resultat in mW/cm^2

effektiver Abstrahldurchmesser	5.7 mm	5.8 mm	5.9 mm	6.0 mm	6.1 mm	6.2 mm	6.3 mm	6.4 mm	6.5 mm	6.6 mm	6.7 mm	6.8 mm	6.9 mm
Fläche [cm^2]	0.255	0.264	0.273	0.283	0.292	0.302	0.312	0.322	0.332	0.342	0.353	0.363	0.374

effektiver Abstrahldurchmesser	7 mm	7.1 mm	7.2 mm	7.3 mm	7.4 mm	7.5 mm	7.6 mm	7.7 mm	7.8 mm	7.9 mm	8 mm	8.1 mm	8.2 mm
Fläche [cm^2]	0.385	0.396	0.407	0.419	0.430	0.442	0.454	0.466	0.478	0.490	0.503	0.515	0.528

effektiver Abstrahldurchmesser	8.3 mm	8.4 mm	8.5 mm	8.6 mm	8.7 mm	8.8 mm	8.9 mm	9 mm	9.1 mm	9.2 mm	9.3 mm	9.4 mm	9.5 mm
Fläche [cm^2]	0.541	0.554	0.567	0.581	0.594	0.608	0.622	0.636	0.650	0.665	0.679	0.694	0.709

effektiver Abstrahldurchmesser	9.6 mm	9.7 mm	9.8 mm	9.9 mm	10 mm	10.1 mm	10.2 mm	10.3 mm	10.4 mm	10.5 mm	10.6 mm	10.7 mm	10.8 mm
Fläche [cm^2]	0.724	0.739	0.754	0.769	0.785	0.801	0.817	0.833	0.849	0.866	0.882	0.899	0.916

effektiver Abstrahldurchmesser	10.9 mm	11 mm	11.1 mm	11.2 mm	11.3 mm	11.4 mm	11.5 mm	11.6 mm	11.7 mm	11.8 mm	11.9 mm	12 mm	12.1 mm
Fläche [cm^2]	0.933	0.950	0.968	0.985	1.003	1.021	1.039	1.057	1.075	1.093	1.112	1.131	1.145

effektiver Abstrahldurchmesser	12.2 mm	12.3 mm	12.4 mm	12.5 mm	12.6 mm	12.7 mm	12.8 mm	12.9 mm	13 mm	13.1 mm	13.2 mm	13.3 mm	13.4 mm
Fläche [cm^2]	1.169	1.188	1.208	1.227	1.247	1.267	1.287	1.307	1.327	1.348	1.368	1.389	1.410

effektiver Abstrahldurchmesser	13.5 mm	13.6 mm	13.7 mm	13.8 mm	13.9 mm	14 mm	14.1 mm	14.2 mm	14.3 mm	14.4 mm	14.5 mm	14.6 mm	14.7 mm
Fläche [cm^2]	1.431	1.453	1.474	1.496	1.517	1.539	1.561	1.584	1.606	1.629	1.651	1.674	1.697

effektiver Abstrahldurchmesser	14.8 mm	14.9 mm	15.0 mm	15.1 mm	15.2 mm	15.3 mm	15.4 mm	15.5 mm	15.6 mm	15.7 mm	15.8 mm	15.9 mm	16.0 mm
Fläche [cm^2]	1.720	1.744	1.767	1.791	1.815	1.839	1.863	1.887	1.911	1.936	1.961	1.986	2.011

Tabelle 2: Umrechnungstabelle für die schnellere Flächenermittlung (Firma Gigahertz – Optik GmbH, Puchheim, 2012).

Die Messergebnisse der Ulbricht Kugel und die errechneten Ergebnisse wurden anschließend noch zur entsprechenden, getesteten Polymerisationslampe in eine Excel-Tabelle eingetragen.

Abschließend wurden als „Dankeschön“ noch die Messergebnisse mitgeteilt, erläutert und schriftlich bestätigt. Mit dem Messergebnis wurde somit auch schriftlich festgehalten, wie die Lichtleistung der jeweiligen Polymerisationslampe(n) zum Messtag war(en).

Nach dem Abbau der Messanlage wurden mir häufig noch Fragen über den Hintergrund meiner Diplomarbeit gestellt, die Mehrheit der Zahnärztinnen und Zahnärzte zeigte sich sehr interessiert. Diese Fragen sind nicht quantitativ erfasst, da es nicht Aufgabe dieser Arbeit war. Ebenso wie die durchaus interessanten Diskussionen, die ich aber zusammenfassend festhalten möchte:

- Das Wissen über den Unterschied von LED- und Halogen-Polymerisationslampen ist durchaus nicht immer gegeben. Damit verbunden ist auch sehr oft nicht klar, welche Unterschiede es in der Wartung gibt. Einige Zahnärztinnen/ Zahnärzte zeigten sich überrascht, dass man bei einer Halogenlampe die Lichtquelle wechseln kann beziehungsweise muss. Auch über den richtigen Zeitpunkt des Lampenwechsels herrschen Unklarheiten.

- Ebenfalls unterschiedliche Meinungen kursieren bei den niedergelassenen Zahnärztinnen/ Zahnärzten über die Problematik betreffend der Durchhärtung der Komposite Diese Meinungen basieren hauptsächlich auf deren eigener Erfahrung. So wird zum Beispiel angegeben, dass oftmals die Schichtdicke des applizierten Komposits zu groß ist, oder aber auch Fehler bei der Anwendung, wie zu großer Abstand zur Füllung oder falsche Einstellung der Polymerisationslampe, mögliche Ursachen für mangelnde Durchhärtung sein können.

- Die für mich interessanteste Erkenntnis aus diesen Gesprächen war, dass der Mehrheit der Zahnärztinnen/ Zahnärzte nicht bekannt war, dass die Bestrahlungsstärke einer Polymerisationslampe messbar ist. Wenige

Behandlerinnen/ Behandler verfügen über ein Gerät mit integriertem Radiometer. Bei manchen Zahnärztinnen/ Zahnärzten werden die im Gebrauch befindlichen Polymerisationslampen vom Dentalwarenbetreuer in unregelmäßigen Abständen mit einem handelsüblichen Messgerät überprüft.

Abbildung 10: Integrierter Radiometer, hier der Firma mectron, Produkt Silverlight (mectron, silverlight - manual of use and maintenance, 2011)

Abbildung 11: Handelsüblicher Radiometer – nur für LED-Geräte, hier der Bluephase Meter der Firma Ivoclar – Vivadent, (14.01.2014, http://www.ivoclarvivadent.de/de/produkte/geraete/led-polymerisationsgeraete/bluephase-meter).

4 Ergebnisse – Resultate

Die Auswertung der Ergebnisse wurde mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel der Firma Microsoft erstellt.

Von den insgesamt 201 gemessenen Polymerisationslampen waren 62 Halogenlampen und 139 LED-Lampen.

Von den 62 Halogenlampen waren 25 Stück, von den 139 LED-Lampen 5, unter dem gesetzten Grenzwert für die Bestrahlungsstärke pro Fläche von 500mW/cm² (siehe Tabellen 2 und 3). Der gerundete mittlere Lichtemissionswert beträgt bei den Halogenlampen 563mW/cm², bei den LED-Lampen 1003mW/cm². Das heißt, beide im Test befindlichen Lampentypen liegen ausreichend über dem festgelegten Grenzwert.

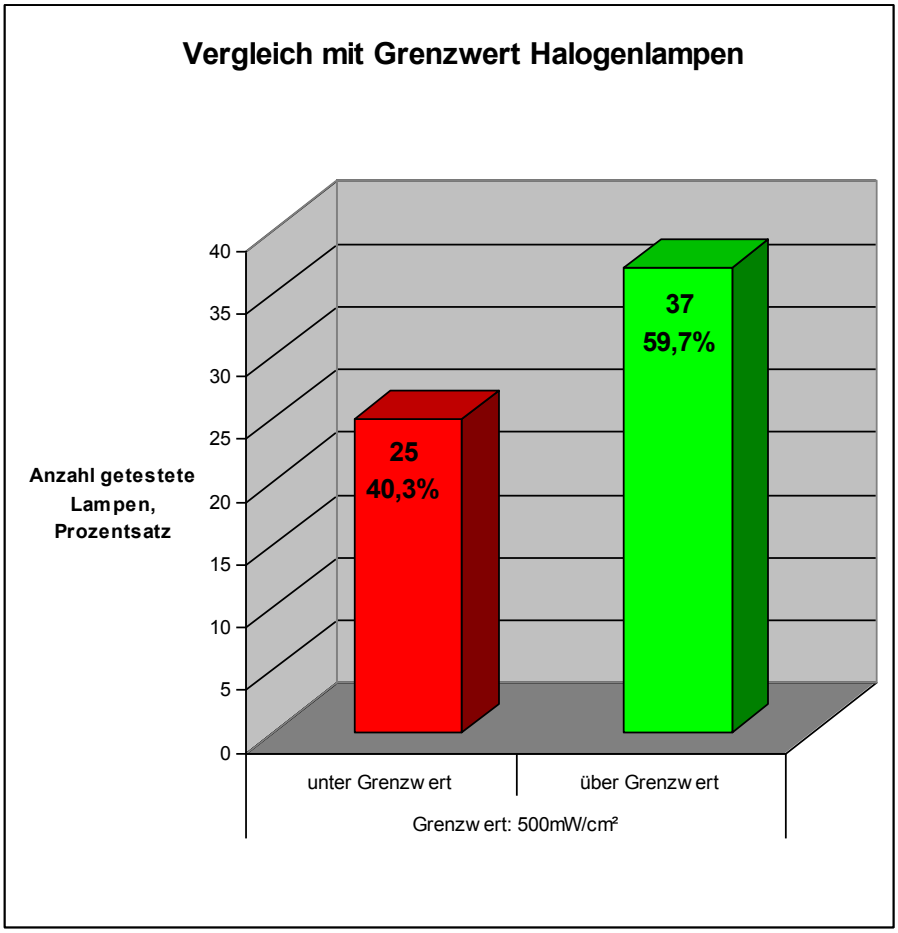

Tabelle 3: Messergebnisse der Halogen-Polymerisationslampen in Bezug auf den Grenzwert von 500mW/cm²

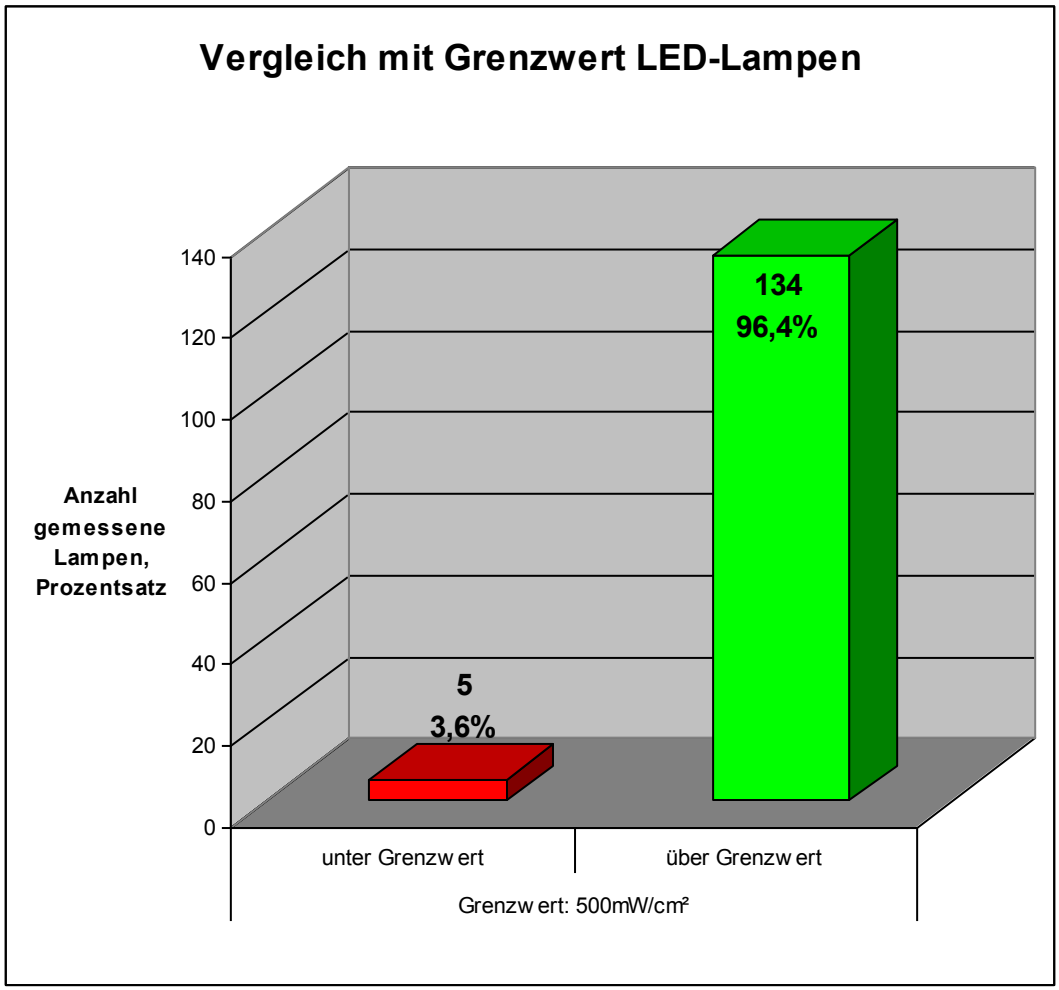

Tabelle 4: Messergebnisse der LED-Polymerisationslampen in Bezug auf den Grenzwert von 500mW/cm²

4.1 Messprotokolle

4.1.1 Halogenpolymerisationslampen

Grenzwert: 500mW/cm²

Grüne Felder: Bestrahlungsstärke über dem Grenzwert

Rote Felder: Bestrahlungsstärke unter dem Grenzwert

Sämtlichen Werten in der Spalte „Firmenangabe“ liegen Herstellerinformationen zu Grunde.

Von den drei getesteten Lampen des Herstellers Dentsply/ de Trey lag bei 66% (n=2) die Lichtleistung unter dem Grenzwert (siehe Tabelle 5).

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
Dentsply/ de Trey	QHL 75	8,5	175	308	300-800
	Spectrum 800	8,6	104	179	300-800
	Spectrum 800	8,6	228	565	300-800

Tabelle 5: Auswertungen der Firma Dentsply/ de Trey (Neuhauser, 2014).

Vom Hersteller 3M/ Espe liegen 33% (n=2) von sechs getesteten Lampen unter 500mW/cm^2:

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
3M/ Espe	Elipar 2500	7,3	250	597	500 - 600
	Elipar 2500	7,3	266	635	500 - 600
	Elipar 2500	7,3	197	470	500 - 600
	Elipar 2500	7,3	220	525	500 - 600
	Elipar trilight	9	427	671	800
	Elipar highlight	7	177	460	700

Tabelle 6: Auswertungen der Firma 3M/ Espe (Neuhauser, 2014).

Ivoclar/ Ivodent weist bei einer Teststärke von vier Lampen drei über dem Grenzwert auf, nur eine Lampe (25%) erreicht den Grenzwert nicht (Tabelle 7):

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
Ivoclar/Vivadent	Astralis 7	9	340	534	750
	Astralis 7	9	230	361	750
	Astralis 7	9	339	533	750
	Astralis 7	9	398	626	750

Tabelle 7: Auswertungen der Firma Ivoclar/ Vivadent (Neuhauser, 2014).

Die Auswertung der Lampen des Herstellers Haereus/ Kulzer ergibt einen Wert von 12,5% unzureichende Lichtleistung (eine von acht Lampen):

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
Haereus/Kulzer	Translux	7,3	460	1100	1000
	Translux CL	7	341	886	800
	Translux energy	7	354	919	800
	Translux energy	7	360	936	800
	Translux CL	7	160	416	800
	Translux CL	7	308	800	800
	Translux CL	7	360	935	800
	Translux CL	7	260	675	800

Tabelle 8: Auswertungen der Firma Haereus/ Kulzer (Neuhauser, 2014).

Vom Hersteller Kerr wurden neun Lampen getestet, 55% (n=5) davon lagen unter dem Grenzwert von 500mW/cm^2 (siehe Tabelle 9).

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
Kerr	Demetron VCL 300	7,3	175	668	600
	Demetron VCL 300	7,8	230	460	600
	Kerr Demetron Optilux 501	8	207	411	1000

	Halogen				
	Kerr Demetron Optilux 501 Halogen	8	470	934	1000
	Demetron Optilux	8,2	176	333	550
	Demetron Optilux	8,2	177	335	550
	Demetron Optilux	10	358	456	550
	Demetron Optilux	10	404	515	550
	Demetron Optilux	8,2	321	608	550

Tabelle 9: Auswertungen der Firma Kerr (Neuhauser, 2014).

Im Sektor der Halogenpolymerisationslampen stellte der Hersteller Sirona mit 23 Lampen die stärkste Fraktion. Von diesen 23 Lampen wiesen mit 56,5% knapp mehr als die Hälfte einen ausreichenden Wert auf, 43,5% (n=10) lagen darunter:

Hersteller	**Gerätetyp**	**Innen-durch-messer (cm)**	**Absolute Licht-leistung (mW)**	**Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)**	**Firmen-angabe (mW/cm²)**
Sirona	LC C1	7,5	164	372	min. 400
	C2 +	5,8	180	682	800
	C2 +	5,8	155	587	800
	C2 +	5,8	190	720	800
	C2 +	5,8	180	682	800
	C2 +	5,8	145	550	800
	C2 +	5,8	174	660	800
	C2 +	5,8	140	530	800
	C2 +	5,8	190	720	800
	C2 +	5,8	120	455	800
	C2 +	5,8	150	568	800
	S1	7	36	93	600
	S1	7	165	428	600
	S1	7	180	467	600
	S1	7	177	460	600
	S1	7	200	519	600
	S1	7	195	506	600
	C4	7	144	374	600
	C4	7	187	485	600
	C4	7	222	577	600
	C4	7	145	377	600
	C4	7	175	455	600
	C4	7	245	656	600

Tabelle 10: Auswertungen der Firma Sirona (Neuhauser, 2014).

Unter die Kategorie „sonstige Hersteller“ wurden neun Lampen eingeordnet. Auch hier liegt der Prozentsatz der Lampen mit ausreichender Lichtleistung mit 55% wieder nur knapp über der Hälfte, 45% der Werte (n=4) liegen unter dem Grenzwert (Tabelle 11).

Hersteller	**Gerätetyp**	**Innen-durch-messer (cm)**	**Absolute Licht-leistung (mW)**	**Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)**	**Firmen-angabe (mW/cm²)**
Sonstige	Metaphysik Chromalux 75	7	248	644	k.A.
	Metaphysik Chromalux	7,2	117	304	k.A.
	Metaphysik Chromalux	7,2	187	459	k.A.
	Metaphysik Chromalux E	7	222	577	k.A.
	Eggert	7	356	925	k.A.
	Coltolux 75	8	220	437	1000
	Coltolux 75	8	302	600	1000
	Coltolux 75	8	410	815	1000
	Coltolux 75	8	197	392	1000

Tabelle 11: Auswertungen von sonstigen Lampen (Neuhauser, 2014).

4.1.2 LED-Polymerisationslampen

Grenzwert: 500mW/cm²
Grüne Felder: Bestrahlungsstärke über dem Grenzwert
Rote Felder: Bestrahlungsstärke unter dem Grenzwert
Sämtlichen Werten in der Spalte „Firmenangabe“ liegen Herstellerinformationen zu Grunde.

Bei den LED-Polymerisationslampen weist im Gegensatz zu den Halogenlampen insgesamt ein höherer Prozentsatz eine Lichtleistung von über 500mW/cm^2 auf. Sind bei den Halogenlampen 59,7% „positiv“, so sind es bei den LED-Lampen 96,4%. Demnach liegen die Werte von 40,3% der getesteten Halogenlampen und nur 3,6% der LED-Lampen mit ihrer Lichtleistung unter dem Grenzwert.

Auch hier gibt eine Aufschlüsselung der Werte bei den Lampen der verschiedenen Erzeuger genauere Informationen. So liegen etwa 12,5% (n=1) der acht getesteten Lampen des Herstellers Dentsply/ de Trey unter dem Grenzwert (Tabelle 12).

Hersteller	**Gerätetyp**	**Innen-durch-messer (cm)**	**Absolute Licht-leistung (mW)**	**Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)**	**Firmen-angabe (mW/cm²)**
Dentsply/ de Trey	Smart Lite PS	8	565	1123	950 (mittel)
	Smart Lite PS	8	444	883	950 (mittel)
	Smart Lite PS	8	570	1133	950 (mittel)
	Smart Lite PS	8	509	1011	950 (mittel)
	Smart Lite PS	8	482	958	950 (mittel)
	Smart Lite PS	8	356	708	950 (mittel)
	Smart Lite IQ	8,5	242	426	800
	Smart Lite IQ	8,5	433	764	800

Tabelle 12: Auswertungen der Firma Dentsply/ de Trey (Neuhauser, 2014).

Werden die Messergebnisse der Firma GC genauer betrachtet, so ergibt sich ein Prozentsatz von 14,3% (n=1) Lampen mit unzureichenden Werten:

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
GC	G Light	7	340	883	1200
	G Light	7	443	1151	1200
	G Light	7	367	953	1200
	G Light	7	93	222	1200
	G Light	7	351	912	1200
	G Light	7	376	977	1200
	G Light	7	406	1054	1200

Tabelle 13: Auswertungen der Firma GC (Neuhauser, 2014).

Vom Hersteller 3M konnten 19 Lampen getestet werden. Eine Einzige (= 5,3%) weist eine Lichtleistung von unter 500mW/cm^2 auf (siehe Tabelle 14).

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
3M/ Espe	Freelight 2 elipar	8	460	914	1200
	Freelight 2 elipar	8	401	797	1200
	Freelight 2 elipar	8	588	1169	1200
	Freelight 2 elipar	8	497	988	1200
	Freelight 2 elipar	8	510	1013	1200
	Freelight 2 elipar	8	426	847	1200
	Freelight 2 elipar	8	365	726	1200
	Freelight 2 elipar	8	450	1018	1200
	Freelight 2 elipar	8	561	1115	1200
	Freelight 2 elipar	8	580	1153	1200
	Elipar S10	9	628	987	1200
	Elipar S10	9	701	1102	1200

3M/ Espe	Elipar S10	9	688	1081	1200
	Elipar S10	9	624	981	1200
	Freelight 2 elipar	7,2	502	1135	1200
	Elipar freelight	7,5	86	195	Akku defekt!
3M Unitec	Ortholux LED	8	375	745	1600
	Ortholux LED	8	541	1075	1600
	Ortholux LED	8	560	1113	1600

Tabelle 14: Auswertungen der 3M/ Espe und 3M Unitec (Neuhauser, 2014).

In Tabelle 15 ist ersichtlich, dass 100% der Lampen von Haereus/ Kulzer ausreichende Werte aufweisen:

Hersteller	**Gerätetyp**	**Innen-durch-messer (cm)**	**Absolute Licht-leistung (mW)**	**Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)**	**Firmen-angabe (mW/cm²)**
Haereus/Kulzer	Translux power blue	7,3	280	669	1000
	Translux power blue	7,3	331	790	1000
	Translux power blue	7,3	392	936	1000
	Translux power blue	7,3	344	821	1000
	Translux power blue	7,3	282	673	1000
	Translux power blue	7,3	290	692	1000
	Translux power blue	7,3	320	764	1000
	Translux power blue	7,3	325	776	1000
	Translux power blue	7,3	339	809	1000
	Translux power blue	7,3	404	964	1000
	Translux power blue	7,3	401	957	1000

Tabelle 15: Auswertungen der Firma Haereus/ Kulzer (Neuhauser, 2014).

Ivoclar/ Vivadent war in der Untersuchung mit 25 Lampen vertreten, von denen ebenfalls alle, also 100%, ausreichende Lichtleistungen aufwiesen (Tabelle 16).

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
Ivoclar/Vivadent	Bluephase	9	602	946	1200
	Bluephase	7,2	298	732	1200
	Bluephase C8	7,2	283	695	800
	Bluephase C8	7,2	375	921	800
	Bluephase C8	7,2	315	774	800
	Bluephase C8	7,2	322	791	800
	Bluephase G2	9,2	690	1038	1200
	Bluephase G2	9,2	677	1018	1200
	Bluephase style	9,3	594	875	1100
	Bluephase style	9,3	692	1019	1100
	Bluephase style	9,3	641	944	1100
	Bluephase style	9,3	620	913	1100
	Bluephase style	9,3	582	857	1100
	Bluephase 20i	7,3	806	1924	2000 - 2200
	Bluephase 20i	7,3	780	1861	2000 - 2200
	Bluephase 20i	7,3	812	1937	2000 - 2200
	Bluephase	7,3	340	811	1200
	Bluephase (weiß)	9	684	1075	1200
	Bluephase	10	776	988	1200
	Bluephase	10	810	1031	1200
	Bluephase	10	817	1040	1200
	Bluephase	10	909	1158	1200
	Bluephase	10	912	1162	1200
	Bluephase G2	10	918	1169	650-1200
	Bluephase G2	10	922	1174	650-1200

Tabelle 16: Auswertungen der Firma Ivoclar/ Vivadent (Neuhauser, 2014).

Ebenso wiesen alle getesteten Lampen der Hersteller Kerr (n=5), SDI (n=5), Henry Schein (n=19) und mectron (n=11), also jeweils 100%, eine Lichtleistung von über 500mW/cm^2 auf (siehe Tabellen 17 bis 20).

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
Kerr	Demetron	8	411	817	1000
	Demetron	8	473	940	1000
	Demetron	8	469	932	1000
	Demi plus	8	535	1063	1100
	Demi	8	917	1823	1300

Tabelle 17: Auswertungen der Firma Kerr (Neuhauser, 2014).

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
SDI	radii plus	7	260	675	1500
	radii plus	7	355	922	1500
	radii plus	7	320	831	1500
	radii plus	7	334	867	1500
	radii plus	7	362	940	1500

Tabelle 18: Auswertungen der Firma SDI (Neuhauser, 2014).

Hersteller	Gerätetyp	Innen-durch-messer (cm)	Absolute Licht-leistung (mW)	Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)	Firmen-angabe (mW/cm²)
Henry Schein	HS LED	7,5	290	656	1200
	HS 1200 LED	7,5	342	776	1200
	Maxima LED	7,2	442	1086	1500
	HS 1500 LED	7	610	1584	1500
	HS 1500 LED	7	555	1441	1500
	HS 1500 LED	7	417	1083	1500
	HS 1500 LED	7	578	1501	1500
	HS 1200 LED	7,5	290	713	1200
	HS 1200 LED	7,5	350	860	1200
	HS 1200 LED	7,5	451	1020	1200
	HS 1200 LED	7,5	410	928	1200
	HS 1200 LED	7,5	448	1014	1200
	HS 1200 LED	7,5	471	1065	1200

Henry Schein	HS 1200 LED	7,5	380	859	1200
	HS 1200 LED	7,5	366	828	1200
	HS 1200 LED	7,5	322	729	1200
	HS 1200 LED	7,5	469	1061	1200
	HS 1200 LED	7,5	550	1244	1200
	HS 1200 LED	7,5	521	1179	1200

Tabelle 19: Auswertungen der Firma Henry Schein (Neuhauser, 2014).

Hersteller	**Gerätetyp**	**Innen-durch-messer (cm)**	**Absolute Licht-leistung (mW)**	**Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)**	**Firmen-angabe (mW/cm²)**
mectron	starlight pro	7,2	228	560	1200
	starlight pro	7,2	282	693	1200
	starlight pro	7,2	250	614	1200
	starlight pro	7,2	290	753	1200
	starlight pro	7,2	409	1005	1200
	starlight pro	7,2	312	767	1200
	silverlight	7	397	1031	k.A.
	silverlight	7	485	1260	k.A.
	silverlight	7	256	665	k.A.
	silverlight	7	284	738	k.A.
	silverlight	7	441	1145	k.A.

Tabelle 20: Auswertungen der Firma mectron (Neuhauser, 2014).

Bei den sonstigen Herstellern, hier wurden gesamt 29 Stück getestet, lag die Lichtleistung von zwei Lampen (6,9%) unter dem Grenzwert von 500mW/cm^2 (Tabelle 21):

Hersteller	**Gerätetyp**	**Innen-durch-messer (cm)**	**Absolute Licht-leistung (mW)**	**Bestrahlungs-stärke (mW/cm²)**	**Firmen-angabe (mW/cm²)**
Sonstige	Cybrid	7,3	327	781	k.A.
	L.E.D. Emetron I	9,8	360	478	1000
	Satelec mini LED	6,8	200	551	1250
	Demi Ortho	7,2	520	1277	1330
	DMD Elite Apollo 95 E	7,3	485	1157	1800
	DMD Elite Apollo 95 E	7,3	440	1050	1800
	Satelec mini LED	7	599	1556	1250
	Satelec mini LED	7	443	1151	1250

Sonstige	Satelec mini LED	7	417	1083	1250
	Satelec mini LED	7	448	1163	1250
	IV Tech TuTu 7	11,2	462	469	1500
	M+W Superlite 1000	7,2	408	1002	1000
	M+W Superlite 1001	7,2	340	835	1000
	Elca T LED	7,5	500	1131	k.A.
	Jovident Excelled	7	399	1036	1200
	Jovident Excelled	7	430	1117	1200
	Jovident Excelled 215 LED	7	356	925	1200
	Jovident Excelled 215 LED	7	373	969	1200
	Ultralume 5	7,9	500	1020	1100
	Ultralume 5	7,9	580	1506	1100
	mectron starlight pro	7,2	440	1081	min. 800
	mectron starlight pro	7,2	340	835	min. 800
	Flashmax P3 460	7	1449	3764	4000-5000
	Acteon Mini LED Autofocus 2	7,5	870	1968	2200
	OSA - 369	8	651	1294	1400-2200
	OSA - 369	8	717	1425	1400-2200
	Valo LED	9,6	708	978	1000-3200
	Coltolux LED	12	1305	1154	1200
	Woodpecker LED B	8,5	547	965	850-1000

Tabelle 21: Auswertungen von sonstigen Lampen (Neuhauser, 2014).

5 Diskussion

Aufgabe dieser Diplomarbeit war es, heraus zu finden, ob die in Verwendung befindlichen Polymerisationslampen bei niedergelassenen Zahnärztinnen/ Zahnärzten und in Ambulanzen die Bestrahlungsstärke von 500mW/cm² überschreiten, um so eine qualitativ ausreichende Polymerisation der Dental-Komposite zu gewährleisten.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen, dass 96,4% der LED-Lichtpolymerisationsgeräte mit ihrer Emissionsleistung über dem Grenzwert von 500mW/cm² liegen, bei den Halogen-Geräten sind es 40,3%. Unter Umständen ist das schlechtere Ergebnis der Halogenlampen auf den größeren Wartungsbedarf (Glühlampenwechsel) zurück zu führen. Bei einer durchschnittlichen Lebensdauer einer Halogenglühlampe von 100 Stunden muss im Vergleich zur Gesamtlebensdauer einer LED-Polymerisationslampe von 10.000 Stunden um das Vielfache öfter an einen Wechsel der Lampe beziehungsweise des Gerätes gedacht werden. Dies bedeutet einen erhöhten Aufwand für die Ordinationsorganisation und ist fehleranfälliger. Diese Feststellung begründet einen weiteren Nachteil der Halogenlampen gegenüber den LED-Lampen.

Wie Koran und Kürschner (1998) mit dem bekannten Total-Energy-Konzept beschreiben, kann mangelnde Bestrahlungsstärke mit längerer Polymerisationszeit kompensiert werden. Laut diesem Konzept benötigt man 12000-16000mWs/cm² um Komposit zu polymerisieren. Danach muss beispielsweise mit einer Polymerisationslampe, die eine Bestrahlungsstärke von 1600mW/cm² besitzt, 10 Sekunden polymerisiert werden, bei 800mW/cm² 20 Sekunden lang (Koran und Kürschner, 1998 in Lenhard, 2008). Trotzdem erscheint es ergonomischer, und mit den heutigen technischen Voraussetzungen machbar, durch ein geeignetes Polymerisationsgerät Zeit zu sparen. Die aktuelle LED-Technologie beispielsweise bietet dazu verlässlichere Polymerisationslampen mit über lange Zeit konstanteren Bestrahlungsstärken, wodurch Rechnungen wie das oben erwähnte Total-Energy-Konzept überflüssig werden.

Ein weiterer Diskussionspunkt im Zusammenhang mit der Qualität der Aushärtung

von Kompositen ist der Abstand zwischen dem Lichtaustrittsfenster der Polymerisationslampe und dem zu polymerisierenden Komposit, da ab dem Lichtaustrittsfenster der Strahlengang divergiert. Bei einem Abstand von 5mm liegt der Verlust der Bestrahlungsstärke bei 50%, bei einem Zentimeter Abstand bei etwa 80% (Felix und Price, 2003).

Diese Tatsache ist unabhängig von den in den Lampen verbauten Lichtquellen. Die Länge dieser Strecke ist vielmehr abhängig von der Präzision des Anwenders und der unausweichlichen Distanz verursacht durch die Tiefe der Kavität. Laut Lenhard (2008) sollte daher darauf geachtet werden, den Lichtleiter so nahe wie möglich an die Füllung zu halten, sowie den manchmal erforderlichen Abstand durch Verlängerung der Polymerisationszeit um das 1,5- bis 2-fache zu kompensieren. Diese Aussage von Lenhard (2008), die aus der obigen Berechnung von Felix und Price (2003) hervorgeht, ist praktikabel, leicht zu merken und beinhaltet Sicherheitsreserven. Technisch richtiger wäre es jedoch, die zur Kompensation des verlängerten Abstandes benötigte Zeit über das Abstand-Quadrat-Gesetz zu berechnen. Dies ist bei der Arbeit am Patienten in der Ordination aus zeitlichen Gründen nicht umsetzbar.

Eine weitere Beobachtung durch die vorliegende Arbeit ist der höhere Prozentsatz der gemessenen LED-Lampen im Vergleich zu den Halogen-Lampen. So waren es im Feldtest von Ernst 2006 noch 77,95% (n=495) gemessene Halogen-Lampen und 22,05% (n=140) LED-Lampen, verglichen dazu wurden für die vorliegende Arbeit nur mehr 30,85% (n=62) Halogen-Lampen und bereits 69,15% (n=139) LED-Lampen untersucht. Daraus kann der Schluss gezogen werden, dass die Vorteile der LED-Geräte (im Vergleich zu den letzten Jahren) mittlerweile überwiegen. Wie der Gebrauch von LEDs im Alltagsleben zeigt, bestimmt diese Technologie den Markt im Beleuchtungssektor und hat sich auch in der Zahnmedizin sehr gut weiter entwickelt. Obwohl der Vormarsch der LED-Technologie vor gut fünfzig Jahren begann, nützt die Dentalbranche diese neue Lichtquelle erst seit den 90er Jahren (Jandt, Mills, 2013). Auch das früher kritisierte, schmale Emissionsspektrum von 440-480nm (Steiner, 2004) wurde heute durch die Breitband Technologie der LED-Geräte verbessert.

So gibt die Firma Ivoclar – Vivadent an, mit dieser neuen Technologie ein Spektrum von 385 bis 515nm abzudecken.

Jedoch sollte man durch die bessere Wartungsfreundlichkeit der LED-Polymerisationslampen nicht auf die trotzdem begrenzte Lebensdauer dieses Medizinprodukts vergessen.

Es gibt Herstellerfirmen, die im Benutzerhandbuch eine Angabe zur Lebensdauer der Polymerisationslampe machen, wie zum Bespiel die Firma mectron bei ihrem Produkt “Silverlight” (LED Gerät), wo die durchschnittliche Lebensdauer mit 1.800.000 Zyklen mit je 20 Sekunden angegeben wird (mectron, 2011). Bei Halogenlampen ist eine Haltbarkeit der Lampe von 9.000 bis 13.000 Zyklen mit je 20 Sekunden bekannt. Allerdings besteht die Schwierigkeit für die Zahnärztin/ den Zahnarzt darin, fest zu stellen, wann die Lebensdauer des Gerätes beendet ist.

Manche Praxen besitzen für zwei oder mehr Behandlungseinheiten ein einziges Lichtpolymerisationsgerät, in anderen Ordinationen wiederum gibt es Behandlungsplätze, die wenig benutzt werden, jedoch mit einer Polymerisationslampe ausgestattet sind. Da erscheint es schwierig, den Überblick zu bewahren.

Eine ständige Qualitätskontrolle mittels Ulbricht Kugel ist aus Kostengründen nicht möglich und handelsübliche Radiometer haben sich als zu ungenau erwiesen (Ernst 1995, 2005, Roberts, 2006, Marović, 2013). Im Sinne der Qualitätssicherung wäre es wünschenswert, dass die Herstellerfirmen von Lichtpolymerisationslampen diese Geräte mit einem Zähler für die bereits verbrauchten Bestrahlungszyklen ausstatten.

Als Ergebnis dieser Arbeit möchte ich festhalten, dass LED-Polymerisationslampen in Bezug auf ihre Bestrahlungsstärke zuverlässiger erscheinen als Halogenlampen. Dieser und andere im Text beschriebene Vorteile sprechen für die LED-Geräte als Standardlichtquelle zum Aushärten von Kunststoffen in der Zahnmedizin.

Da aber einerseits die Herstellerfirmen immer wieder neue Komponenten, wie Initiatoren, für dentale Kunststoffe entwickeln, andererseits diese Materialen in verschiedensten Bereichen eingesetzt werden (Füllungstherapie, Klebetechnik, KFO), stellt sich die Frage, ob die LED-Lampen für jedes Material und Einsatzgebiet gleich gut geeignet sind.

6 Literaturrecherche

6.1 Literaturverzeichnis

Boer WM, 2003, Schöne neue LED-Welt . Dental Magazin 4/2003:100-102

Cattani-Lorente M, 2003, Caracterisation de trois sources lumineuses. Rev Mens Suisse Odontostomatol. Vol 113: 11/2003:1165-1170

Eichner et al, 2000, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, 178 - 180

Ernst CP, et al, 1995, Spannungsabhängigkeit batteriebetriebener Lichtmessgeräte, Schweiz Monatsschr Zahnmed 105, 1317-1319

Ernst CP, Blaues Licht – bessere Behandlung, Dental Products Report Europe, März/April 2002

Ernst CP, Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation-Teil I., 2002, ZWR 5, 239-248

Ernst CP, Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation-Teil II., 2002, ZWR 6, 309-318

Ernst CP, et al: Relative Oberflächenhärte verschiedener Komposite nach LED-Polymerisation aus 7mm Abstand, 2005, DZZ 60, 154-160

Ernst CP, Feldtest zur Lichtemissionsleistung von Polymerisationsgeräten in zahnärztlichen Praxen, 2006, DZZ 61, 466

Felix CA, Price RB, 2003, The effect of distance from light source on light intensity from curing lights, J Adhes Dent 5(4), 283-291

Fischer D, 2003, Was LED-Lampen in der Praxis leisten können, DZW 19/03

Hellwig et al, Einführung in die Zahnerhaltung, 2010

http://assets.newport.com/web600w-GR/images/1222827.gif, 20.1.2014, Schema einer Ulbricht Kugel mit Lichtquelle, Detektor und Abschatter

http://commons.wikimedia.org/wiki/File:300dpi_Golden_DRAGON_Plus.jpg, 14.01.2014, Abbildung Leuchtdiode

http://de.wikipedia.org/wiki/Leuchtdiode, 13.01.2014, Erklärung LED

http://physicsworld.com/cws/article/news/2006/may/17/leds-move-into-the-ultraviolet, 20.01.2014, LED

http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/7/74/Polymerisationslampe_Elipar_Highlight_2009_20090914_10.JPG/320px-Polymerisationslampe_Elipar_Highlight_2009_20090914_10.JPG, 13.01.2014, Abbildung

http://www.gigahertz-optik.de, 11.01.2014, Beschreibung der Messanlage

http://www.gigahertz-optik.de/26-0-P-9710.html, 12.01.2014, Spezifikationen Messgerät

http://www.holtdentalsupply.com/catalog/product/gallery/id/17253/image/1028/, 19.01.2014, Abbildung Radiometer Halogen und LED

http://www.instrumentsystems.com/fileadmin/editors/downloads/Products/LED_Handbuch.pdf, 20.01.2014, Handbuch der LED Messtechnik, Goniophotometer

http://www.ivoclarvivadent.com/de/produktkategorien/bluephase-meter, 13.01.2014, Abbildung Radiometer

http://www.ivoclarvivadent.de/de/produkte/geraete/led-polymerisationsgeraete/, 15.01. 2014, Beschreibung von LED Polymerisationslampen, Breitband Technologie

http://www.ivoclarvivadent.de/de/produkte/geraete/led-polymerisationsgeraete/bluephase-meter, 15.01. 2014, Abbildung

http://www.mectron.de/starlight-pro.189.0.html, 13.01.2014, Abbildung LED Lampe

Jandt KD, et al, 2000, Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs), Dent Mater 16, 41-47

Jandt KD, Mills RW, 2013, A brief history of LED photopolymerization, Dent Mater. 2013 Jun;29(6):605-17. doi: 10.1016/j.dental.2013.02.003. Epub 2013 Mar 16.

Koran P, Kürschner R, 1998, Effect of sequential versus continous irridation of a light – cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerisation, Am J Dent 11 (1): 17-22

Lenhard M, 2008, Große Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich, Dent Trib, Swiss Ed 9, 9

Lutz et al, 1992, Lichtpolymerisation, Grundlagen und Praxistips für die korrekte Anwendung, Schweizer Monatsschr. Zahnmed, 109, 1191 – 1197

Lutz F, Thörmann J, 1999, Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten I, Prüfungsprotokoll. Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol 109, 11/1999, 1191-1197

Manhardt J, Lichtpolymerisation, Gerätetypen und deren Wirkungsweise, BZB, April 2003, BLZK&KZBV, 41-43

Marović D et al, 2013, Time dependent accuracy of dental radiometers**,** Acta Clin Croat. 2013 Jun;52(2):173-80.

Mectron, silverlight - manual of use and maintenance, 2011, S. 21

Postl, 2004, LED – Lampen im Vergleich zu Halogenlampen bei der Polymerisation von Kompositen, Diplomarbeit, 12, 14

Rueggenberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr., Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite, 1994, Oper Dent 19, 26–32

Roberts HW et al, 2006, Accuracy of LED and halogen radiometers using different light sources, J Esthet Restor Dent. 2006;18(4):214-22; discussion 223-4

Steiner KM, 2004, Randdichtigkeit von Klasse – V – Kavitäten nach verschiedenen Polymerisationsarten, Diplomarbeit, S11, S17

Wahlen A, 2007, Die Wirkung verschiedener LED-Geräte auf die Durchhärtungstiefe und die Vickers-Härte verschiedener Composite, Dissertation.

Anhang

A Spezifikationen Messgerät

Spezifikationen P-9710, Messgerät:

Spannungsversorgung	Integrierter Bleiakku. Kapazität 6V, 0,5Ah. Betriebszeit: 5 Stunden mit eingeschalteter Displaybeleuchtung, 12 Stunden mit ausgeschalteter Displaybeleuchtung. Buchse 5.5mm/2.5mm/9.5mm für Steckernetzteil.
Display	Alphanumerisches LCD Display, 2 Zeilen mit je 16 Zeichen, Buchstabenhöhe 5mm, LED Hintergrundbeleuchtung Beleuchtung ein– und auschaltbar.
Detectorinterface	9pin DSUB
Analogausgang	Ausgangsspannung, die dem Eingangsstrom des Signalverstärkers entspricht. TRIAD01 5pin (Tyco)
Messgrößen	Ampere, Optische Einheiten (Siehe Kalibrierung), Fakten, Prozent, Log
Messbereiche	Acht (2,000mA bis zu 200,0pA) mit manueller oder automatischer Messbereichswahl
CW Integrationszeit	100µs - 5.9999s
Pulsintegrationszeit	10ms - 199.99s
Offsetkorrektur	Überschreitender Korrekturbereich
Messparameter Einstellung	Über RS232 oder frontseitige Tasten. Die Einstellungen werden permanent gespeichert (Eeprom). Zehn verschiedene Einstellungen können gespeichert werden
Kalibrierwerte	Gespeichert in dem Detektoranschluss (eeprom), manuelle Eingabe von Kalibrierwerten über die Tastatur, max.250 Einträge in eine Kalibrierwerte Tabelle. Möglichkeit zur Interpolation zwischen zwei Wellenlängenstützpunkten bei Kalibriertabellen.
Loggerspeicher	Max. 12288 Einträge, dauerhaft gespeichert im Flash-Speicher
Tastatur	10 Tasten, Menü system
Triggereingang	Nur P-9710-4. Löst eine Pulsenergie Messung aus. Triggereingang (low-aktiv, interne 22kOhm Pull-up bis zu +5V)
Schnittstelle	RS232 (9600 Baud, 8 Datenbits, 1 Stop Bit, keine Parität) Stecker: TRIAD01 (Tyco)
Temperatur	Betrieb: 5 to 40°C Lagerung: -10 to 50° C
Größe/ Gewicht	195mm x 100mm x 40mm / 500g
Zubehör	Steckernetzteil
CE Konformität	Das Gerät erfüllt die Voraussetzungen aus der Richtlinie zur Angleichung der Rechtsvorschriften der Mitgliedstaaten über die elektromagnetische Verträglichkeit (89/336/EEC). Für die Evaluierung in Bezug auf elektromagnetische Verträglichkeit wurden die folgende Standards angewandt: EN 61326-1 - Klasse B
Rohs	Kompatibel

Garantie 12 Monate

Messbereiche :

Bereich (A/V)	max. Signal	Slew Rate P-9710-1 (10 - 90%)	Slew Rate P-9710-2, -4 (10 - 90%)	Verstärkungsfehler*) ± Offsetfehler (bei 20 °C)	Verstärkung (A/V) Analogausgang
1x10-3	±2.000mA	2ms	20ms	0.2% ±0.001mA	1x10-3
1x10-4	±200.0µA	2ms	20ms	0.2% ±0.1µA	1x10-3
1x10-5	±20.00µA	3ms	20ms	0.2% ±0.01µA	1x10-5
1x10-6	±2.000µA	3ms	20ms	0.2% ±0.001µA	1x10-5
1x10-7	±200.0nA	4ms	20ms	0.2% ±0.1nA	1x10-7
1x10-8	±20.00nA	4ms	20ms	0.2% ±0.01nA	1x10-7
1x10-9	±2.000nA	10ms	20ms	0.5% ±2pA	1x10-9
1x10-10	±200.0pA	10ms	20ms	0.5% ±2pA	1x10-9

*) Jeder Bereich wird mit einer Konstantstromquelle kalibriert. DAkks rückführbare Kalibrierung.

Berechnung der Messbereiche mit Lichtdetektoren

Der Messbereich eines aus einem Detektor und Optometer zusammengestellten Lichtmessgerätes ergibt sich aus dem Strommessbereich des Optometers und der Empfindlichkeit des Detektorkopfs. Der Messbereich lässt sich wie folgt berechnen:

- Rausch äquivalentes Messsignal = Optometer Offsetsignal/ Empfindlichkeit des Detektors Beispiel für Bestrahlungsstärke Detektor: 0,1pA (10^{-12} A) / 3 nA/(mW/cm²) = 33 nW/cm²
- Kleinste messbare Bestrahlungsstärke = Rausch äquivalentes Signal * Signal-Rausch-Verhältnisfaktor Beispiel: 0,3 nW/cm² * 50 = 17 nW/cm²
- Höchste messbare Bestrahlungsstärke*): maximaler Eingangsstrom Optometer / Empfindlichkeit des Detektors Beispiel: 1 mA (10^{-3} A) / 3 nA/(mW/cm²) = 333333 mW/cm²
- Anzeigebereich Beispiel: 0,33 nW/cm² bis 333333 mW/cm²
- Messbereich mit einem minimalen Signal Rausch Abstand von 50: Beispiel: 17 nW/cm² bis 333333 mW/cm²

*) Der berechnete höchste messbare Messwert kann durch Wärmestrahlung, intensive UV Strahlung der Lichtquelle eingeschränkt werden. Diese Einschränkung muss der Anwender beim Einsatz des Messgerätes berücksichtigt werden.

(http://www.gigahertz-optik.de/26-0-P-9710.html , 12.01.2014)

B Schreiben an die Zahnärzte

Daniel Neuhauser
Cand. Med. dent.
8302 Nestelbach
Dorfstraße 15

0664/1041551
daniel.neuhauser@a1.net

Graz, am

Sehr geehrte Frau Doktor, sehr geehrter Herr Doktor!

Mit diesem Email möchte ich mit einer Bitte an Sie herantreten:

Im Zuge meiner Diplomarbeit soll ich Polymerisationslampen auf ihre Leistung testen. Die Messung wird mit einer sogenannten Ulbrichtkugel, einem objektiven, optischen Messgerät, durchgeführt.
Sie bekommen gleich nach der Messung den Leistungswert Ihrer Polymerisationslampen mitgeteilt. Für Sie also eine einmalige Gelegenheit, Ihre Lampen kostenlos prüfen zu lassen!
Die Messung dauert nur ein paar Minuten und ist natürlich anonym. Benötigt werden nur die Gerätedaten (Marke, Typ).

In den Wochen nach der Aussendung dieses Emails erlaube ich mir, mich bei Ihrer Sprechstundenhilfe für eine Terminvereinbarung telefonisch zu melden, sodass ein optimaler Ablauf gewährleistet ist und Ihr Ordinationsbetrieb nicht gestört wird!

Ich bedanke mich im Voraus für Ihre Unterstützung und verbleibe mit kollegialen Grüßen,