

**Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität Würzburg**

Direktor: Professor Dr. med. dent. Gabriel Krastl

**Transmissionsgrad Lithium-Disilikat-verstärkter Keramik für sichtbares
blaues Licht in Abhängigkeit von Schichtstärke und Farbe**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Daniel Herter

aus Schrozberg

Würzburg, Juli 2021

Referent: Priv.-Doz. Dr. Norbert Hofmann
Korreferent: Prof. Dr. Marc Schmitter
Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 27.10.2021

Der Promovend ist Zahnarzt

Meinen Eltern und meinem Bruder gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Komposite	2
1.1.1	Organische Matrix	2
1.1.2	Anorganische Füllstoffe und Verbundphase	3
1.2	Autopolymerisierende Komposite	3
1.3	Lichthärtende Komposite und Lichtpolymerisationsgeräte	4
1.3.1	Ultraviolett (UV)-Lichtpolymerisationsgeräte	4
1.3.2	Halogenlichtpolymerisationsgeräte	4
1.3.3	Plasmabogenlichtpolymerisationsgeräte	5
1.3.4	LED-Lichtpolymerisationsgeräte	5
1.4	Dualhärtende Komposite	7
1.5	Keramik	8
1.5.1	Synthetisch modifizierte Keramiken	8
1.5.2	CAD/CAM-Technologie	9
1.6	Messung von Lichtspektren und der Strahlungsflussdichte	9
1.7	Analyse der Polymerisationsqualität von Kompositen	10
1.7.1	Direkte Verfahren zur Messung der Polymerisationsqualität	10
1.7.2	Indirekte Verfahren zur Messung der Polymerisationsqualität	12
1.8	Beeinflussende Faktoren der Polymerisationsqualität	12
1.8.1	Transluzenz, Helligkeit, Farbe und Füllerzusammensetzung des Komposits	12
1.8.2	Intensität und Spektrum des Lichtpolymerisationsgeräts	13
1.8.3	Temperatur	13
1.8.4	Belichtung durch Restaurationen und Zahnhartsubstanz	13
1.9	Zielsetzung der vorliegenden Studie	14
2	Material und Methode	15
2.1	Keramik: IPS e.max CAD	15
2.2	Lichtpolymerisationsgerät: Bluephase Style	16
2.3	Herstellung der Keramikproben	17
2.4	Messapparatur zur Messung des Transmissionsgrades	18
2.5	Kurvenanpassung des Transmissionsgrades an das Lambert-Beer'sche Gesetz	21
2.6	Rasterelektronenmikroskopische (REM) Aufnahmen der unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen	26

2.7	Statistische Auswertung.....	26
3	Ergebnisse.....	28
3.1	Transmissionsgrad von sichtbarem blauem Licht des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style durch IPS e.max CAD.....	28
3.2	Spektrale Transmissionsrate von sichtbarem blauem Licht des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style durch IPS e.max CAD.....	31
3.3	Ergebnis der nichtlinearen Kurvenanpassung.....	33
3.4	Multiple lineare Regressionsanalyse des Transmissionsgrades in Abhängigkeit von der Schichtstärke, Transluzenz, Farbe und Helligkeitsstufe der Keramik	39
3.5	REM Aufnahmen der unterschiedlichen Keramikoberflächen.....	40
3.6	Ergebnis der nichtlinearen Kurvenanpassung verschiedener Oberflächenbehandlungen und Zwischenmedien.....	43
3.7	Multiple lineare Regressionsanalyse des Transmissionsgrades der Keramikprobe HT A 3 in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung und dem Zwischenmedium.....	45
4	Diskussion	47
4.1	Diskussion der Methodik.....	47
4.1.1	Problematik von In-vitro-Studien.....	47
4.1.2	Herstellung der Keramikproben	47
4.1.3	Messung des Transmissionsgrades	49
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	50
4.2.1	Einfluss der Keramiksichtstärke auf den Transmissionsgrad und Anpassung an das Lambert-Beer'sche Gesetz	50
4.2.2	Einfluss der Transluzenz, der Helligkeitsstufen und der Farbe der Keramikproben auf den Transmissionsgrad.....	52
4.2.3	Spektrale Transmissionsrate	53
4.2.4	Einfluss der unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen und Zwischenmedien auf den Absorptionsgrad	55
4.3	Schlussfolgerung.....	57
5	Zusammenfassung.....	61
6	Literaturverzeichnis	63
7	Appendix.....	74
	I Abkürzungsverzeichnis.....	
	II Abbildungsverzeichnis.....	
	III Tabellenverzeichnis.....	
	IV Formelverzeichnis	
	V Herstellerverzeichnis.....	

1 **Einleitung**

Ästhetische, zahnfarbene Versorgungen durch Keramikinlays und -teilkronen sind mittlerweile ein bedeutender Bestandteil der modernen Zahnmedizin. Neben Komposit- und Amalgamfüllungen sowie Goldrestaurationen ermöglichen sie eine ästhetische Alternative zur Versorgung von intrakoronalen und approximalen Zahnhartsubstanzdefekten.

Seit den Erkenntnissen von Buonocore (Buonocore 1955) zur adhäsiven Befestigung und der Weiterentwicklung von Befestigungskompositen und Dentinhaftvermittlern, besteht die Möglichkeit des zahnhartsubstanzschonenden Klebeverbundes zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz. Dieses Verfahren wird standardmäßig bei der Eingliederung von Keramikrestaurationen von der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung empfohlen (Federlin et al. 2007). Befestigungskomposite werden heute in lichthärtende und dualhärtende Systeme unterschieden. Die Qualität der adhäsiven Befestigung ist, neben der Oberflächenbeschaffenheit der Klebeflächen, von der Konversionsrate des Befestigungskomposits abhängig. Die Konversionsrate ist definiert als das Verhältnis von reagierten Kohlenstoffdoppelbindungen zum Gesamtanteil an Kohlenstoffdoppelbindungen in einem Polymer. Sie hat eine Auswirkung auf die Härte, die mechanischen Eigenschaften und die Löslichkeit des Komposits (Ferracane und Greener 1986, Rueggeberg und Craig 1988). Es werden heute vor allem dualhärtende Befestigungssysteme eingesetzt. Allerdings ist auch deren Konversionsrate zum Teil von der Fotoinitiation abhängig (Moraes et al. 2009, Rueggeberg und Caughman 1993, Yang et al. 2020). Darüber hinaus spielen mit den heutigen effizienteren Lichtpolymerisationsgeräten und Befestigungskompositen rein lichthärtende Systeme eine immer größere Rolle. Bereits im Jahr 1987 haben Strang et al. eine Versuchsreihe zur Durchlässigkeit von sichtbarem Licht eines Halogenlichtpolymerisationsgerätes durch Keramikproben von 0,5 – 1,5 mm Schichtstärke durchgeführt. Sie sind zum Erkenntnis gekommen, dass 40 – 50 % des Lichtes durch die Keramik absorbiert werden (Strang et al. 1987). Dies demonstriert die starke Beeinflussung der Lichtmenge bei der Belichtung durch das Restaurationsmaterial.

1.1 Komposite

„Unter Kompositen versteht man dem Wortsinn nach zusammengesetzte Werkstoffe. In der Zahnmedizin werden unter Kompositen zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe verstanden, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch durch Energiezufuhr aushärten“ (Hellwig 2010).

Neben der Eigenschaft als direktes Füllungsmaterial werden Komposite auch als Befestigungsmaterial für die adhäsive Eingliederung von Keramik- oder Kompositrestaurationen verwendet. Sie bestehen aus einer organischen Matrix, anorganischen Füllstoffen und einer Verbundphase (Lutz und Phillips 1983).

1.1.1 Organische Matrix

Komposite bestehen aus verschiedenen Monomeren, die nach der Polymerisation eine makromolekulare Struktur bilden. Die Aushärtung erfolgt nach dem Prinzip der radikalischen Polymerisation. Voraussetzung ist das Vorhandensein von reaktionsfähigen Monomeren, die sich unter Aufbrechen einer Kohlenstoffdoppelbindung zu Polymermolekülen aneinanderreihen (O'dian 2004). Die Art der Initiierung wird bestimmt durch den verwendeten Initiator und beeinflusst die Verarbeitungsmöglichkeit des Komposits. So kann die Bildung von Radikalen durch Licht (Lichthärtung), durch eine vorhergehend ausgelöste chemische Reaktion (Autopolymerisation) oder eine Kombination aus beiden Verfahren (Dualhärtung) erfolgen (Kwon et al. 2012). Die organische Matrix basiert auf Diacrylaten unterschiedlicher Molekülgröße. Seit der Entdeckung des Bisphenol-A-Glycidylmethacrylats (Bis-GMA) im Jahr 1962 findet es häufig als hochmolekularer Bestandteil in Kompositen Verwendung. Dieses Monomer hat eine geringe Polymerisationsschrumpfung. Sie beträgt im Vergleich zum Methylmethacrylat nur 33 % (Bowen und Marjenhoff 1992). Noch heute ist das Bis-GMA in vielen Kompositen Hauptbestandteil. Ersetzend oder ergänzend wird weiterhin noch das hochmolekulare Urethandimethacrylat (UDMA) eingesetzt. Ein hoher Gehalt an hochmolekularen Monomeren führt zu einer Erhöhung der Viskosität des Komposits. Verdünnermonomere, wie das Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), erhöhen durch eine höhere Molekülbeweglichkeit die Konversionsrate und Quervernetzung. Dabei senken

sie die Viskosität. Ein spezielles Verhältnis der hochmolekularen und niedermolekularen Bestandteile ist wichtig für die Eigenschaften des Komposits (Gonçalves et al. 2009).

1.1.2 Anorganische Füllstoffe und Verbundphase

Um die mechanischen Eigenschaften von Kompositen zu verbessern, werden Füllstoffe zugegeben. Sie bestehen aus kristallinem Quarz, Gläsern, Keramik und hochdisperssem Siliziumdioxid. Daneben senken sie die Polymerisationsschrumpfung von ca. 10 – 15 % auf ca. 3 %. Unterschieden werden Makro- (10 – 100 μm), Mikro- (0,01 – 0,1 μm), und Nanofüllkörper (0,005 – 0,01 μm). Außerdem gibt es Hybridsysteme. Makrofüllkörperkomposite haben, durch ihren hohen Fülleranteil, bessere physikalische Eigenschaften. Sie sind aber nicht gut polierbar und zeigen einen hohen Verschleiß. Demgegenüber zeigen Mikrofüllerkomposite eine gute Polierbarkeit. Sie haben aber durch ihren geringen Fülleranteil schlechtere physikalische Eigenschaften. Hybridkomposite verbinden die Vorteile eines hohen Fülleranteils und einer guten Polierbarkeit. Der Verbund zwischen den organischen und anorganischen Bestandteilen des Komposits wird durch die Silanisierung der Füllkörper bewerkstelligt (Frankenberger 2013, Lutz und Phillips 1983).

1.2 Autopolymerisierende Komposite

Bereits seit den 1930er Jahren wird Polymethacrylsäure durch Dibenzoylperoxid mit Hilfe von Hitze initiiert. Das Dibenzoylperoxidmolekül zerfällt durch Thermolyse in Benzoyloxyradikale, die die Polymerisation starten. Die Initiierung der Autopolymerisation bei Füllungs- oder Befestigungskompositen (Kaltpolymerisation) basiert auf einer Reaktion von Dibenzoylperoxid und tertiären Aminen (z. B. N,N-dihydroxyethyl-p-toludin), die als Co-Initiatoren über die Bildung eines Übergangsmoleküls freie Radikale bilden (Kwon et al. 2012). In der Anwendung muss das autopolymerisierende Komposit vor dem Einsatz erst aus zwei Komponenten angemischt werden. Das Material gibt dem Behandler eine bestimmte Bearbeitungszeit vor.

1.3 Lichthärtende Komposite und Lichtpolymerisationsgeräte

Die Lichthärtung findet seit den 1970er Jahren Anwendung in der Zahnheilkunde. Dadurch wurde es möglich, dass der Behandler den Zeitpunkt der Aushärtung bestimmen konnte (Rueggeberg et al. 2017). Die meisten heutigen Komposite nutzen Kampherchinon als Fotoinitiator. Kampherchinon (1,7,7-Trimethylbicyclo-[2,2,1]heptan-2,3-dion, CQ) gehört zu den aliphatischen α -Diketonen. Als alleiniger Initiator ist es ziemlich ineffizient und benötigt Co-Initiatoren. Erst in Zusammenarbeit mit tertiären Aminen kann eine effektive Fotoinitiation stattfinden. Das Absorptionsmaximum von Kampherchinon liegt bei 467 nm. Dies führt zu seiner gelben Eigenfarbe. Daneben existieren auch alternative gering gelbe oder farblose Initiatoren, wie z. B. das Phenylpropandion, Lucirin TPO oder das Ivocerin. Diese besitzen ein Absorptionsmaximum von unterhalb 450 nm (Conte et al. 2017, Delgado et al. 2019, Rueggeberg et al. 2017, Santini et al. 2013). Der gemeinsame Einsatz von Kampherchinon und Fotoinitiatoren mit Absorptionsmaxima von unterhalb 450 nm kann die Polymerisationseigenschaften verbessern. Der Grund dafür ist die Absorption unterschiedlicher Bereiche des Spektrums, die von den Fotoinitiatoren ausgenutzt werden (Delgado et al. 2019, Park et al. 1999).

1.3.1 Ultraviolett (UV)-Lichtpolymerisationsgeräte

Die ersten Lichtpolymerisationsgeräte nutzten UV-Licht und hatten ein Emissionsspektrum mit einem Intensitätsmaximum bei 365 nm. Aufgrund der geringen Wellenlänge hat dieses System eine geringe Durchhärtetiefe (Ruyter und Øysæd 1982). Ein weiterer Nachteil sind pathologische Effekte auf die Retina. Heute haben sie keine Bedeutung mehr (Rueggeberg et al. 2017).

1.3.2 Halogenlichtpolymerisationsgeräte

Eine lange Zeit waren Halogenlichtpolymerisationsgeräte die verbreitetste Lichtquelle der Kompositlichthärtung. Durch Anlegen einer Spannung an einen Wolframfaden, der sich in einer mit Halogengas gefüllten Birne erhitzt, wird Licht emittiert. Sie zeigen ein breites und kontinuierliches Spektrum und benötigen optische Filter, die das Spektrum des Lichts auf 380 – 520 nm beschränken

(Beispiel: Astralis 10, Abbildung 1). Halogenlichtpolymerisationsgeräte emittieren nur 0,7 % der aufgewendeten Energie als Licht. Der Rest wird als Wärmeenergie abgestrahlt. Der Verbrauch an Energie ist dementsprechend sehr hoch. Dies macht einen kabellosen Betrieb nicht möglich. Sie müssen mit einem verbauten Ventilator gekühlt werden. Die Intensität des emittierten Licht nimmt mit der Gebrauchsdauer ab (Ernst 2002).

1.3.3 Plasmabogenlichtpolymerisationsgeräte

Plasmabogenlampen bestehen aus zwei Elektroden, die in einer Xenon-Gassphäre stehen. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung kommt es zu einer Ionisierung des Füllgases. Die Ionen werden im elektrischen Feld beschleunigt, und beim Zusammenprall einzelner Ionen wird die kinetische Energie in Lichtstrahlung umgesetzt. Sie generieren hohe Strahlungsflussdichten. Dies soll nach Herstellerangaben zu einer Verkürzung der Polymerisationszeit führen. Das Emissionsspektrum ist kontinuierlich, weist jedoch Intensitätsmaxima auf (Ernst 2002).

1.3.4 LED-Lichtpolymerisationsgeräte

Die modernste Lichtquelle ist die Leuchtdiode (Light Emitting Diode = LED). Die Lichterzeugung basiert auf der Elektrolumineszenz. Sie bestehen aus einem n-dotierten Halbleiter (mit Elementen der V. Hauptgruppe) mit überschüssigen Elektronen und einem p-dotierten Halbleiter (mit Elementen der III. Hauptgruppe) mit Elektronenmangel. Durch das Anlegen einer Spannung an die LED kommt es am p-n-Übergang durch Rekombination zur Emission von Licht. Die Farbe des Lichtes wird durch die chemische Zusammensetzung der Halbleiterkombination definiert (Callister 2006). Der Unterschied zur Halogenlampe liegt im schmalbandigen Spektrum und der höheren Strahlungsflussdichte (siehe Elipar FreeLight 2 und Bluephase Style im Vergleich zu Astralis 10, Abbildung 1). LED-Lichtpolymerisationsgeräte haben eine hohe Lebenserwartung und können kabellos betrieben werden.

Man unterscheidet aktuell Lichtpolymerisationsgeräte mit einer LED (Beispiel: Elipar FreeLight 2, Abbildung 1) von Lichtpolymerisationsgeräten mit mehreren

LEDs, die in unterschiedlichen Spektralbereichen emittieren (Beispiel: Bluephase Style, Abbildung 1). Die Firma Ivoclar Vivadent hat in diesem Zusammenhang die unkorrekten Bezeichnungen Monowave- versus Polywave-Geräte propagiert. Die einzige Lichtquelle, die nur Licht einer einzigen Wellenlänge abstrahlt, wäre ein monochromatischer LASER. Schon ein Argon-LASER strahlt Licht mehrerer Wellenlängen ab, eine sogenannte Schar von Linien, und könnte als „Polywave-Lichtquelle“ bezeichnet werden. Das Emissionsspektrum von LEDs ist schmal, umfasst aber trotzdem eine Vielzahl von Wellenlängen. Ein Lichtgerät mit mehreren LEDs mit unterschiedlichen Emissionsbereichen weist ein Emissionsspektrum mit mehreren Intensitätsmaxima auf. Eine korrekte Terminologie könnte also beispielsweise Single-Peak- von Multi-Peak-Geräten unterscheiden. Der Vorteil von Multi-Peak-Lichtgeräten liegt im breiteren Spektrum, das neben Kampherchinon auch Initiatoren mit Absorptionsmaxima im kürzeren Wellenlängenbereich effektiv belichtet (Conte et al. 2017, Ilie und Hickel 2008, Park et al. 2011, Price et al. 2010a).

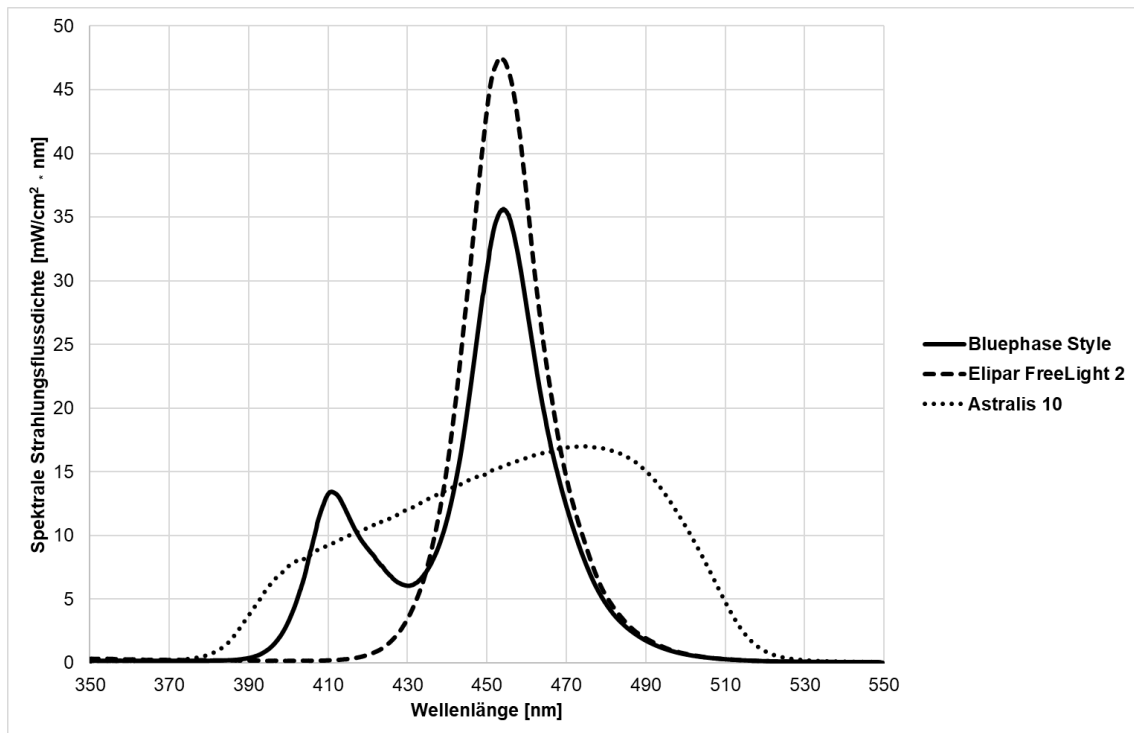


Abbildung 1: Emissionsspektrum des Multi-Peak-LED-Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style (Ivoclar Vivadent) des Single-Peak-LED-Lichtpolymerisationsgerätes Elipar FreeLight 2 (3M ESPE) und des Halogenlichtpolymerisationsgerätes Astralis 10 (Ivoclar Vivadent)
Quelle: Eigene Messung und Grafik

1.4 Dualhärtende Komposite

Dualhärtende Komposite werden vor allem beim adhäsiven Befestigen von indirekten Restaurationen verwendet. Durch Restaurationen verdeckte Bereiche sind schwer zugänglich für das Polymerisationslicht. Aus diesem Grund muss ergänzend eine chemische Härtung stattfinden. Die Polymerisation wird chemisch und durch Licht initiiert. Dualhärtende Komposite bestehen, wie autopolymerisierende Komposite, aus Zwei-Pasten-Systemen. Die chemische Initiierung erfolgt durch einen Dibenzoyl-Amin-Komplex, wohingegen parallel dazu die Lichthärtung durch Fotoinitiatoren bewerkstelligt wird (Kwon et al. 2012). Einige Studien konnten die Notwendigkeit einer suffizienten Belichtung eines dualhärtenden Befestigungskomposites mit einem Lichtpolymerisationsgerät zeigen. So kommt es durch die zusätzliche Lichtaktivierung zu einer Erhöhung der Konversionsrate und zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften (Moraes et al. 2009, Rueggeberg und Caughman 1993).

1.5 Keramik

Die Verwendung keramischer Werkstoffe hat eine lange Tradition in der Zahnmedizin. Die Vorteile der Keramik sind die gute Biokompatibilität, die gute Ästhetik und die Möglichkeit der zahnhartsubstanzschonenden Restauration (Federlin et al. 2007). Sie gehören zu der Gruppe der nichtmetallisch-anorganischen Werkstoffe (Weißbach et al. 2015).

Nach Gracis et al. sollten dentale keramische Werkstoffe nach ihren Bestandteilen in Glaskeramiken (Feldspatkeramik und synthetisch modifizierte Keramik), polykristalline Keramiken (Aluminiumdioxid- und Zirkoniumdioxidkeramik) und kompositbasierende Keramiken unterschieden werden (Gracis et al. 2015). Unterschieden werden kann weiterhin nach der Art der Verarbeitung der Keramik in additive und in subtraktive Prozesse. Zu den additiven Prozessen gehören der Sinterbrand (Modellation von Restaurationen durch Auftragen von Keramikslickermassen), das Gießen und das Pressen (Durch ein Lost-Wax-Verfahren werden Modellationen in keramische Restaurationen gegossen bzw. gepresst). Zu den subtraktiven Prozessen gehören die CAD/CAM-Technologie (Computer-Aided-Design und Computer-Aided-Manufacturing) und der Einsatz von Kopierfräsmaschinen (Hickel und Kunzelmann 1997).

1.5.1 Synthetisch modifizierte Keramiken

Vor allem um die mechanischen Eigenschaften von Feldspatkeramiken zu verbessern, wurden synthetisch modifizierte Keramiken eingeführt. Sie gehören zu der Gruppe der Glaskeramiken und können durch das Ätzen mit Fluorwasserstoffsäure adhäsiv zementiert werden. Die wichtigsten Vertreter sind die leuzitverstärkte- und die Lithium-Disilikat-verstärkte Keramik. Leuzitverstärkte Keramiken entstehen durch Zugabe von Leuzit zur Glasmatrix (z. B. Empress 1 (Ivoclar Vivadent)). Dies führt zu einer Festigkeitssteigerung. Außerdem konnte mit dem Leuzitgehalt der Wärmeausdehnungskoeffizient für keramische Verblendmassen an Metallgerüste angepasst werden (Gracis et al. 2015).

Bei den Lithium-Disilikat-verstärkten Keramiken (z. B. Empress 2 (Ivoclar Vivadent)) konnten durch Zugabe von Lithium-Disilikat-Kristallen zur Glasmatrix

die mechanischen Eigenschaften nochmals erheblich verbessert werden. Die Biegefestigkeit von Lithium-Disilikat-verstärkten Keramiken (Empress 2: 400 MPa) ist im Vergleich zu leuzitverstärkten Keramiken (Empress 1: 112 MPa) um mehr als das Dreifache höher (Höland et al. 2000). Die CAD/CAM-Verarbeitung von Lithium-Disilikat-verstärkten Keramiken wird durch das Ausschleifen in einem teilkristallisierten Zustand erleichtert. Anschließend wird durch eine Wärmebehandlung nach dem Ausschleifen die Kristallisation abgeschlossen und das Werkstück erhält seine endgültigen mechanischen Eigenschaften. Diese Möglichkeit der Teilkristallisation beschrieb bereits Kracek im Jahre 1929 (Kracek 1929).

1.5.2 CAD/CAM-Technologie

Digitale Modellations- und Herstellungstechnologien spielen eine immer bedeutendere Rolle in der Herstellung von Restaurationen in der Zahnmedizin. Bereits 1971 hat Duret mit Hilfe optischer Aufnahmen Restaurationen digital gefertigt (Duret et al. 1988). Später wurde das CEREC-System (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics oder Ceramic Reconstruction) durch Mörmann eingeführt, das die Möglichkeit der Herstellung und Eingliederung von Restaurationen am gleichen Tage ermöglicht (Chairside) (Mörmann et al. 1989). Die Herstellungskette aller CAD/CAM-Systeme ist gleich. Ein Scanner macht eine Aufnahme des präparierten Zahnes (direkt im Mund oder vom Gipsmodell) und konvertiert diese in dreidimensionale Voxel. Dann überträgt ein Computer mit Hilfe einer Software diese Aufnahme in eine Punktwolke, welche dann zur digitalen Modellation genutzt werden kann. Schließlich wird mit Hilfe eines Werkzeugs das Werkstück anhand der Modellation bearbeitet (Miyazaki et al. 2009).

1.6 Messung von Lichtspektren und der Strahlungsflussdichte

Die Messung der Strahlungsflussdichte von Lichtpolymerisationsgeräten kann relativ einfach mit dentalen Handradiometern erfolgen. Diese Geräte werden verwendet, um Alterungserscheinungen und Einbußen in der Strahlungsflussdichte rechtzeitig zu erkennen. In der Literatur werden außerdem

Fotozellen verwendet (Strang et al. 1987, Watts und Cash 1994). Sie ermöglichen jedoch keine spektrale Analyse, die vor allem für den Nachweis der Kompatibilität des Lichtpolymerisationsgerätes und des Fotoinitiatorsystems nötig ist (Conte et al. 2017, Park et al. 1999, Santini et al. 2013). Die Stärke eines Polymerisationslichtes wird als Strahlungsflussdichte in mW/cm^2 angegeben, wobei dieser Wert maßgeblich von dem Durchmesser des Lichtleiters, des Abstandes zum Messfenster und der Fokussierung des Lichtkegels abhängig ist (Price et al. 2000a). Um das Spektrum eines Lichtpolymerisationsgerätes zu messen, wird ein Spektrometer benötigt.

1.7 Analyse der Polymerisationsqualität von Kompositen

1.7.1 Direkte Verfahren zur Messung der Polymerisationsqualität

Zu den direkten Verfahren wird die Infrarotspektroskopie und die dynamische Differenzkalorimetrie gezählt. Letztere basiert auf der kalorimetrischen Messung der Enthalpie ausgehend von der Polymerisationsreaktion. Ausgenutzt wird dabei die Proportionalität der freiwerdenden Reaktionsenthalpie zu der Anzahl der umgesetzten Kohlenstoffdoppelbindungen (Antonucci und Toth 1983).

Sehr verbreitet ist die Infrarotspektroskopie. Hierbei kann direkt auf die verbleibenden aliphatischen Kohlenstoffdoppelbindungen in einer Probe zurückgeschlossen werden. Die Infrarotspektroskopie basiert auf der Absorption von infrarotem Licht einer bestimmten Wellenlänge durch ein Molekül. Dabei kommt es abhängig von der Wellenlänge des Lichtes zu messbaren charakteristischen Schwingungsanregungen der Molekülbindungen (Moraes et al. 2008).

Methodisch wird in der Literatur die Verwendung eines internen Standards und die Verwendung einer Kalibrierkurve zur Bestimmung der Konversionsrate eines Komposits beschrieben. Die Nutzung eines internen Standards kann durchgeführt werden, wenn ein Komposit getestet wird, das Molekülstrukturen hat, deren Anteil sich während der Polymerisationsreaktion nicht verändern und deren Absorptionsbande im Infrarotspektrum gut ersichtlich sind. In der Regel werden als interner Standard die Absorptionsbande der aromatischen

Kohlenstoffdoppelbindungen bei 1608, 1583 oder 4623 cm^{-1} genutzt. Bei Kompositen, die auf Bis-GMA basieren, ist dies häufig der Fall. Zur Berechnung der Konversionsrate muss nur noch die Höhe des internen Standards (peak 1608 cm^{-1}) mit der Höhe der Absorptionsbande der aliphatischen Doppelbindungen (peak 1637 cm^{-1}) in Formel (1) verrechnet werden (Ilie und Hickel 2008, Moraes et al. 2008, Stansburry und Dickens 2001).

$$(1) \quad DC = 100 * \frac{1 - \left(\frac{\text{peak}(1637\text{cm}^{-1})}{\text{peak}(1608\text{cm}^{-1})} \right)_{\text{belichtet}}}{\left(\frac{\text{peak}(1637\text{cm}^{-1})}{\text{peak}(1608\text{cm}^{-1})} \right)_{\text{unbelichtet}}}$$

(DC: Konversionsrate, $\text{peak}(1608\text{cm}^{-1})$: Höhe der Absorptionsbande der aromatischen Kohlenstoffbindungen, $\text{peak}(1637\text{cm}^{-1})$: Höhe der Absorptionsbande der aliphatischen Kohlenstoffdoppelbindungen)

Bei Kompositen, die keinen internen Standard aufweisen, ist die Bestimmung der Konversionsrate etwas komplexer. Hierbei kann die Methode nach Loshaek und Fox angewendet werden. Dabei wird die Höhe der Absorptionsbande bei 1608 cm^{-1} mit dem Anteil an Methacrylatgruppen am Gewicht der Probe und der Probenstärke ins Verhältnis gesetzt und als optische Konstante (K) zur Bestimmung der Änderung des Gewichtsanteils an Methacrylatgruppen genutzt (Rueggeberg 1994). Noch aufwändiger ist die Verwendung einer Kalibrierkurve. Dabei werden die Absorptionsmaxima unterschiedlicher Konzentrationen von Monomerlösungen in Hexan gemessen. Dadurch kann eine Kalibriergerade erstellt werden, mit der über die Höhe der gemessenen Absorptionsmaxima auf den Umsatz von Monomeren Rückschlüsse gewonnen werden können (Ruyter und Øysaed 1982).

1.7.2 Indirekte Verfahren zur Messung der Polymerisationsqualität

Da der Einsatz von direkten Verfahren technisch nicht einfach zu realisieren ist, wird häufig bei der Beurteilung der Polymerisation auf die Härtemessung zurückgegriffen. Durch Studien konnte nachgewiesen werden, dass der Einsatz der Härtemessung zulässig ist (DeWald und Ferrance 1987, Price et al. 2011).

Härte ist definiert als der Widerstand eines Körpers gegen das Eindringen eines anderen härteren Körpers. Zu den Eindruckhärteprüfungen gehört die Härteprüfung nach Vickers, Knoop, Rockwell und Brinnell, die sich in der Geometrie ihres Indentors unterscheiden. Der heutige Standard bei Härteprüfverfahren sollte sich an die Normbedingungen nach DIN 50359 halten und entspricht dem Universalhärteversuch. Der Vorteil des Universalhärteversuches liegt in der direkten Messung der Eindringtiefe des Indentors. Bei konventionellen Eindruckhärteprüfungen wird nur durch optisches Ausmessen nach Rücknahme der Prüfkraft die bleibende Deformation in der Oberfläche der Probe durch den Indentor gemessen.

1.8 Beeinflussende Faktoren der Polymerisationsqualität

1.8.1 Transluzenz, Helligkeit, Farbe und Füllerzusammensetzung des Komposits

Die Farbe und die Transluzenz eines Komposits spielen eine bedeutende Rolle bei der Polymerisation in der Tiefe einer Kompositprobe. Dunklere und opakere Kompositproben haben geringere Durchhärteiefen (Ferracane et al. 1986, Shortall et al. 1995). Daneben wird die Durchhärteiefen eines Komposites durch den Fülleranteil und die Brechungsindizes der Bestandteile beeinflusst. Auch der Füllerdurchmesser ist ausschlaggebend. Die Streuung des Lichtes ist besonders stark, wenn der Durchmesser des Füllers die Hälfte der Wellenlänge des Lichtes misst (Ruyter und Øysæd 1982).

1.8.2 Intensität und Spektrum des Lichtpolymerisationsgeräts

Für eine suffiziente Lichtpolymerisation sollte eine 2 mm Kompositprobe mit einer Energiedichte von mindestens 16 J/cm^2 belichtet werden (Anusavice et al. 2011). Demnach ist je nach Leistung des Lichtpolymerisationsgerätes die Dauer der Belichtung anzupassen. Die Intensität der Belichtung ist weiterhin vom Abstand des Lichtleiters zum Komposit abhängig. Nach einer Studie von Price et al. halbiert sich die Leistung eines Lichtpolymerisationsgerätes um die Hälfte bei einem Abstand des Lichtleiters von 6 mm zur Restauration. Bei Verwendung des gleichen Lichtpolymerisationsgerätes mit einem Turbolichtleiter sinkt die Leistung sogar um 77 % (Price et al. 2000a). Neben der Lichtintensität spielt vor allem auch die Kompatibilität von Fotoinitatorsystem und emittiertem Spektrum des Lichtpolymerisationsgerätes eine enorme Rolle (Conte et al. 2017, Park et al. 2011, Price et al. 2010a, Price und Felix 2009, Santini et al. 2013).

1.8.3 Temperatur

Bei jeder chemischen Reaktion hat die Temperatur einen Einfluss auf die Reaktionskinetik. Price et al. konnten eine signifikante Steigerung der Konversionsrate mittels Infrarotspektroskopie durch Erwärmung der Kompositproben vor der Belichtung beschreiben (Price et al. 2011). Aus diesem Grunde empfehlen die Autoren das Vorwärmen von Komposit in speziellen Vorwärmöfen. Calheiros et al. haben bei 40° Celsius warmen Füllungskompositproben nach 5 Sekunden Belichtung die gleiche Konversionsrate wie bei 22° Celsius warmen Kompositproben nach 20 Sekunden Belichtung gemessen (Calheiros et al. 2014). Klinisch ist das Vorwärmen des Komposits allerdings nicht relevant, da das vorgewärmte Komposit sehr schnell die Temperatur der Kavität annimmt (Rueggeberg et al. 2010).

1.8.4 Belichtung durch Restaurationen und Zahnhartsubstanz

Bei der indirekten Belichtung von Komposit durch Restaurationen oder Zahnhartsubstanz nimmt die Strahlungsflussdichte gemäß dem Transmissionsgrad durch das belichtete Material ab. Die Höhe der Abnahme

hängt signifikant von der Weglänge des Lichtes, der Transluzenz, der Oberfläche und der Struktur des Materials ab (Pfefferkorn et al. 2018). Bestimmt werden kann sie mathematisch anhand des Lambert-Beer'schen Gesetzes (Chan und Boyer 1989, Ilie und Stawarczyk 2014, Peixoto et al. 2007, Watts und Cash 1994). Bei Messungen des Transmissionsgrades von gesundem Dentin und verschiedenen Kompositproben sind Price et al. zu dem Schluss gekommen, dass das Dentin mehr Licht eines Halogenlichtpolymerisationsgerätes absorbiert, als die Kompositproben. Im Allgemeinen führt die Abnahme der Lichtintensität zu der Limitation einer suffizienten Lichtpolymerisation bei Belichtung durch mehr als 2,5 mm Komposit und mehr als 2 mm Dentin. Trockenes Dentin und trockener Schmelz absorbieren mehr Licht als feuchtes Dentin und feuchter Schmelz (Brodbelt et al. 1981, Price et al. 2000b). Nach einer Studie von Ural et al. kommt es zu einer signifikanten Abnahme des Transmissionsgrades des Lichtes eines LED-Lichtpolymerisationsgerätes bei Erhöhung der Oberflächenrauigkeit einer Keramikprobe (Ural et al. 2016).

1.9 Zielsetzung der vorliegenden Studie

Ziel der vorliegenden Studie war es, den Transmissionsgrad und die spektrale Transmissionsrate von Lithium-Disilikat-verstärkter Keramik in verschiedenen Schichtstärken und dem gesamten Spektrum an Transluzenzstufen und vorhandenen Farben zu messen. Außerdem wurde der Transmissionsgrad und die spektrale Transmissionsrate von Keramikproben mit unterschiedlicher Oberflächenstruktur gemessen. Vor allem die folgenden Fragestellungen sollten beachtet werden:

1. Welchen Einfluss hat die Schichtstärke, Farbe, Transluzenz und Oberflächenstruktur einer Lithium-Disilikat-verstärkten Keramikprobe auf den Transmissionsgrad von sichtbarem blauem Licht eines LED-Lichtpolymerisationsgerätes?
2. Folgt die Abnahme des Transmissionsgrades dem Lambert-Beer'schen-Gesetz?

2 Material und Methode

2.1 Keramik: IPS e.max CAD

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) ist eine Lithium-Disilikat-verstärkte Keramik zur Herstellung von Teilkronen, Veneers, Kronen und einspannigen Brücken (maximal zum Ersatz eines Prämolaren) (Fischer et al. 2011). Sie wird in unterschiedlichen Transluzenzstufen (High Translucency (HT), Low Translucency (LT), Middle Opacity (MO) und Middle Translucency (MT)), Farben (A – D) und Helligkeitsstufen (1 – 4) angeboten. Die Zusammensetzung und die physikalischen Eigenschaften laut den Herstellerangaben werden in den Tabellen 1 und 2 dargestellt.

*Tabelle 1: Standard-Zusammensetzung von IPS e.max CAD [Gewichts-%]
Quelle: In Anlehnung an Fischer et al. 2011*

SiO ₂	57,0 – 80,0
Li ₂ O	11,0 – 19,0
K ₂ O	0,0 – 13,0
P ₂ O ₅	0,0 – 11,0
ZrO ₂	0,0 – 8,0
ZnO	0,0 – 8,0
Al ₂ O ₃	0,0 – 5,0
MgO	0,0 – 5,0
Färbende Oxide	0,0 – 8,0

*Tabelle 2: Physikalische Eigenschaften von IPS e.max CAD
Quelle: In Anlehnung an Fischer et al. 2011*

Biegefestigkeit (Biaxial)	360 ± 60 MPa
Chemische Löslichkeit	40 ± 10 µg/cm ²
Ausdehnungskoeffizient (100 – 400 °C)	10,15 ± 0,4 * 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Ausdehnungskoeffizient (100 – 500 °C)	10,45 ± 0,4 * 10 ⁻⁶ K ⁻¹

2.2 Lichtpolymerisationsgerät: Bluephase Style

Zur Messung des Transmissionsgrades und der Transmissionspektren wurde das LED-Lichtpolymerisationsgerät Bluephase Style (Ivoclar Vivadent) verwendet. Das Lichtpolymerisationsgerät hat aufgrund seiner Multi-Peak-Technologie ein breitbandiges Emissionsspektrum von sichtbarem blauem und violettem Licht (siehe Abbildung 2). Der Hersteller gibt eine Strahlungsflussdichte von $1100 (\pm 10\%) \text{ mW/cm}^2$ an (Todd und Völkel 2018). Um Auswirkungen des Akkus und seiner Entladung auf die Messungen auszuschließen, wurde das Lichtgerät direkt an das Netzkabel der Ladestation angeschlossen. Diese Betriebsart ist vom Hersteller optional zugelassen.

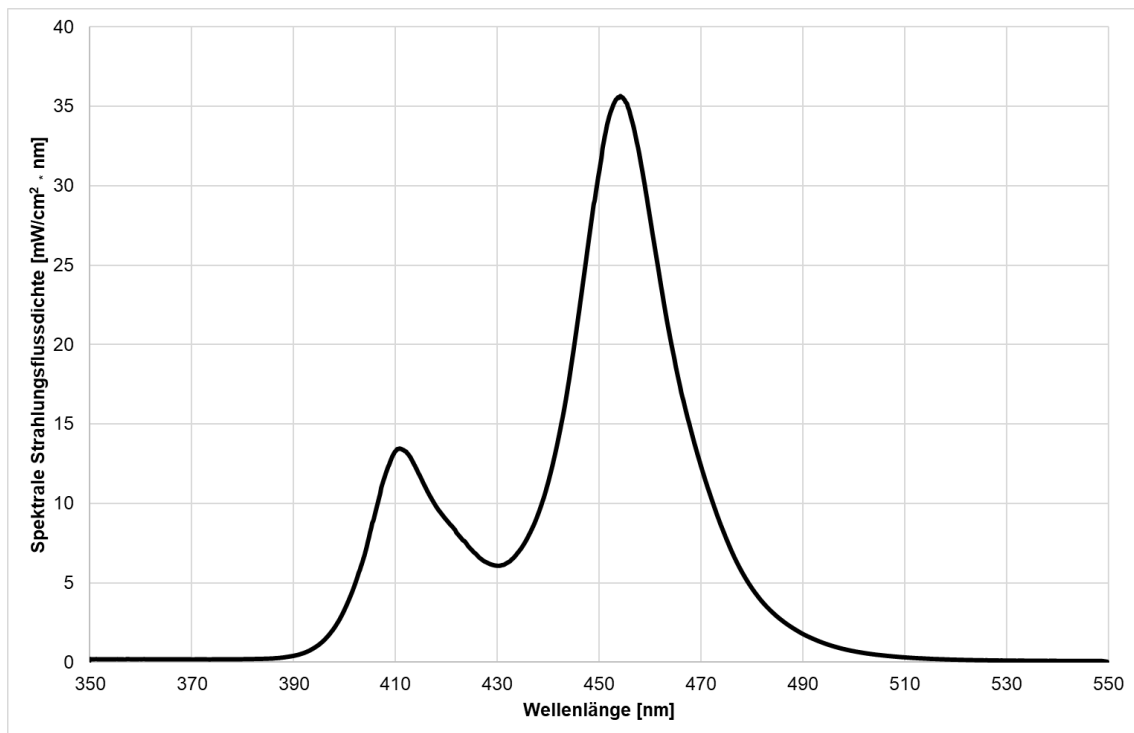


Abbildung 2: Emissionsspektrum des LED-Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style
Quelle: Eigene Messung und Grafik

2.3 Herstellung der Keramikproben

Als Ausgangsmaterial wurden unbearbeitete IPS e.max CAD Keramikblöcke verwendet. Nach der Entfernung der Einspannvorrichtung durch kurzes Erhitzen über einer Bunsenbrennerflamme, wurden die Keramikblöcke mit Cyanacrylat-Sekundenkleber (Renfert) auf den Probenträger des Sägemikrotoms (Leica SP1600, Leitz) geklebt und mit autopolymerisierendem Kunststoff (Palapress, Kulzer) mit Hilfe einer Teflonform eingebettet. Im nächsten Schritt wurde der Probenträger in das Sägemikrotom eingespannt und die Proben unter Wasserkühlung und Einberechnung des Trennverlusts von 300 µm in den Schichtstärken 1,25 mm, 2,5 mm, 5 mm und 7,5 mm vorsichtig gesägt.

Daraufhin mussten die Keramikblöcke ausgebettet und durch einen Kristallisationsbrand kristallisiert werden. Verwendung fand der Brennofen Programat CS 2 (Ivoclar Vivadent). Um die Genauigkeit für die folgende Kurvenanpassung zu erhöhen, wurde die Schichtstärke der Keramikproben mit Hilfe einer Mikrometerschraube (Mitutoyo) nochmals gemessen und für die Kurvenanpassung notiert (Ablesegenauigkeit 1 µm).

Außerdem wurden für die Analyse der Transmissionsgrade in Abhängigkeit von der Oberflächenstruktur nochmals Keramikproben der Farbe HT A 3 hergestellt, die nach dem Kristallisationsbrand mit Crystall./Glaze (Ivoclar Vivadent) glasiert wurden.

Zusätzlich wurden polierte Keramikproben hergestellt. Hierzu wurden die Keramikproben 0,1 mm höher gesägt, auf einen Plexiglas Objektträger mit Cyanacrylat-Kleber (Renfert) aufgeklebt und dann mit Epoxidharz (Ren Cast CW 2215, Gößl und Pfaff) mit Hilfe einer selbsthergestellten Silikonform eingebettet. Daraufhin wurden 0,1 mm von den eingebetteten Keramikproben weggeschliffen. Die Oberfläche wurde mit einer Nassschleifmaschine (Mikroschleifsystem Exakt, Exakt Apparatebau) und Siliziumkarbidnassschleifpapier (Schleifscheiben Ø 270 mm, Struers GmbH) verschiedener Körnung abgetragen. Geschliffen wurde jeweils zehn Minuten mit Schleifpapier der Körnungen 500 und 1200, sowie 20 Minuten mit Schleifpapier der Körnung 2400.

2.4 Messapparatur zur Messung des Transmissionsgrades

Der Versuchsaufbau zur Messung der Spektren bestand aus einer Ulbricht-Kugel (FOIS-1, Ocean Optics), einem Glasfaserkabel (Ocean Optics), einer Spektrometereinheit (HR2000, Ocean Optics) und einem Computer mit einer Darstellungs- und Aufnahmesoftware (OOI Base 32, Ocean Optics). Das Lichtpolymerisationsgerät wurde so in einem Laborstativ befestigt, dass das Austrittsfenster des Lichtleiters exakt parallel zur Oberfläche der Ulbricht-Kugel ausgerichtet war (siehe Abbildung 3). Zur besseren Justierung zwischen Lichtleiter und Ulbricht-Kugel wurde letztere auf einem höhenverstellbaren Kreuztisch mit Messuhr zur Höhenbestimmung befestigt. Der Kreuztisch erleichterte die Positionierung der Öffnung der Ulbricht-Kugel, exakt unter dem Austrittsfenster des Lichtleiters. Die Höhenverstellung erlaubt die mühelose Einstellung unterschiedlicher Abstände zwischen dem Lichtleiter und der Ulbricht-Kugel zwischen 0 mm Abstand für die Referenzmessungen und 1,25 mm, 2,5 mm, 5 mm und 7,5 mm Abstand zum Einlegen der unterschiedlich dicken Keramikproben. Die Höhe wurde jeweils so eingestellt, dass der Lichtleiter die Oberfläche der Keramikproben bzw. der Ulbricht-Kugel gerade eben nicht berührte.

In dieser Weise, d. h. mit Luft als Zwischenmedium zwischen Lichtleiter und Keramikprobe, wurden alle Versuche zur Bestimmung des Einflusses von Keramikschichtstärke, -farbe und -transluzenz durchgeführt. Bei den Versuchen zum Einfluss der Oberflächenbearbeitung wurden zusätzlich Messungen durchgeführt, bei denen der Zwischenraum zwischen Lichtleiter und Keramikoberfläche entweder mit Glyceringel (Airblock, Dentsply Sirona) oder Immersionsöl (Immersionol 518, Zeiss) ausgefüllt war.

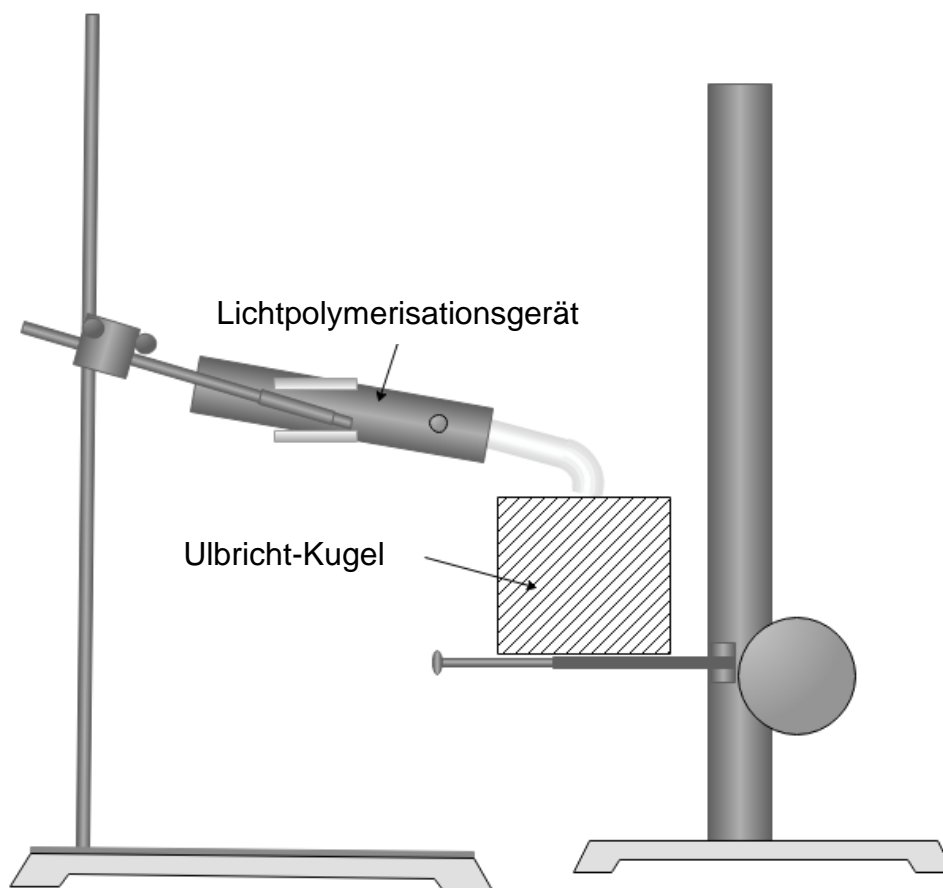


Abbildung 3: Messapparatur zur Bestimmung des Transmissionsgrades (die Abbildung zeigt den Zustand bei Messung der Referenzspektren, d. h. ohne Keramikprobe zwischen Lichtleiter und Ulbricht-Kugel)
Quelle: Eigene Zeichnung

Die Öffnung der Ulbricht-Kugel wurde mit einer Blende mit einem Durchmesser von 7,2 mm versehen. Das in die Ulbricht-Kugel eintretende Licht wird an der kugelförmigen Oberfläche aus Spektralton reflektiert und über ein Glasfaserkabel in die Spektrometereinheit geleitet. In dieser Studie wurde ein Glasfaserkabel mit einem Durchmesser von 50 μm verwendet.

Die digitale Darstellung der Messergebnisse wurde vom Programm OOI Base 32 visualisiert und aufgezeichnet. Die Bestrahlungszeit wurde auf 10 Sekunden festgelegt. Die Messfrequenz wurde so gewählt, dass man 100 Messungen in 10 Sekunden erhält. Allerdings musste für jede Keramikschichtstärke und Farbe eine eigene Integrationszeit festgelegt werden. Die Integrationszeit ist vergleichbar mit der Belichtungszeit in der Fotografie. Je höher die Integrationszeit, desto länger ist der Detektor den Photonen ausgesetzt. Wie vom Hersteller empfohlen, wurde die Integrationszeit so festgelegt, dass bei den

Messungen ein Intensitätsmaximum von 3500 counts (Detektorbelichtungen) nicht überschritten wurde. Bei Keramikproben mit geringem Transmissionsgrad musste die Integrationszeit erhöht werden.

Die 10 Sekunden langen Belichtungen wurden in einer Taktung von einer Messung pro Minute durchgeführt. Zunächst wurden sechs Messungen ohne Keramikprobe durchgeführt. Dann wurden jeweils drei Messungen von jeweils drei Keramikproben vorgenommen und schließlich nochmal sechs Messungen ohne Keramikprobe gemessen. Die zeitliche Taktung der Belichtungen und die Pausen dazwischen wurden mit einem Count Timer eingestellt.

Die Rohdaten, die das Programm OOI Base 32 liefert, mussten mit Referenzmessungen einer auf das NIST (National Institute of Standards and Technology) rückführbaren Standardlichtquelle (LS-1-CAL-INT, Ocean Optics) kalibriert werden.

Die Einzelspektren wurden über den Messzeitraum von 10 Sekunden gemittelt und über das Emissionsspektrum integriert. Da Referenz- und „Nutz“-Messungen nicht gleichzeitig, sondern nacheinander durchgeführt wurden, musste ein mögliches Nachlassen der Strahlungsflussdichte im Verlauf des Messzyklus berücksichtigt werden. Abbildung 4 zeigt exemplarisch die Messungen für drei Farben der Keramik in der Transluzenz HT bei 2,5 mm Schichtstärke, sowie die je 6 Referenzmessungen vor und nach den Messungen mit Keramikblock. Mithilfe einer Tabellenkalkulation (Excel 2016, Microsoft) wurde eine lineare Regression der 12 Referenzmessungen berechnet und in Abbildung 4 dargestellt. Die Verringerung der Strahlungsflussdichte ist zwar gering, aber eindeutig erkennbar. Alle Messwerte wurden unter Verwendung der Regressionskurve für die Abnahme der Strahlungsflussdichte über den Messzeitraum korrigiert.

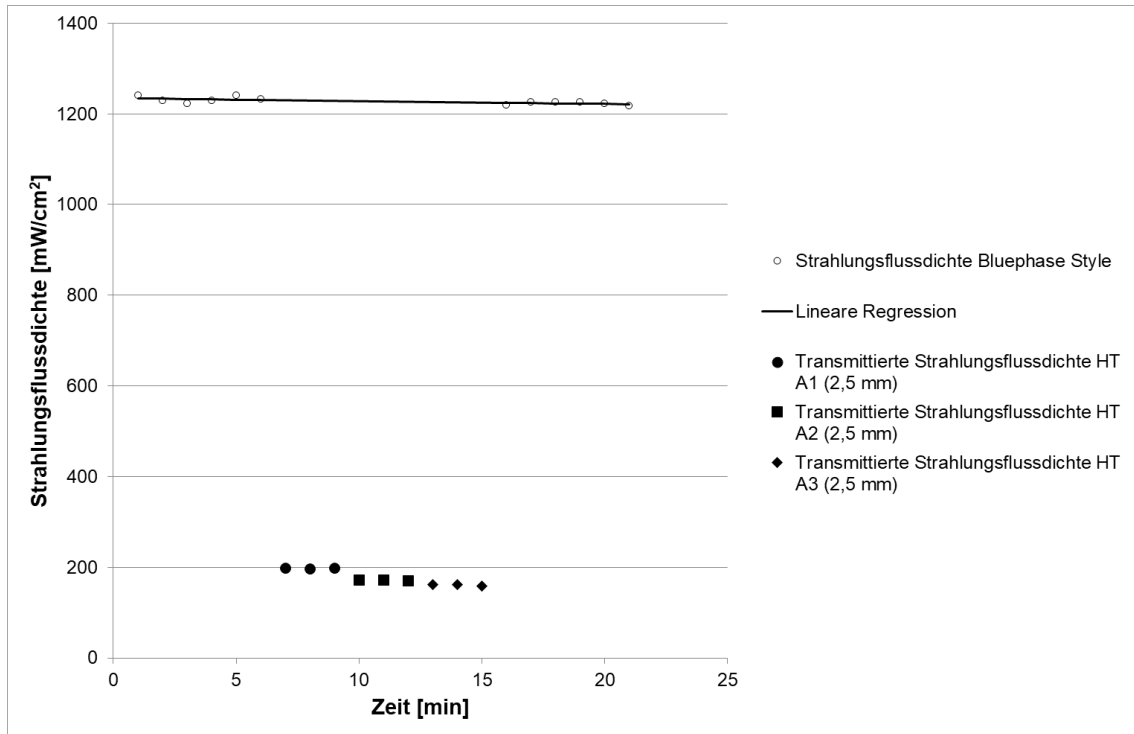


Abbildung 4: Strahlungsflussdichte von Bluephase Style (I_0) mit Regressionsgerade und transmittierte Strahlungsflussdichten (I) der Keramikproben HT A 1 – 3 mit 2,5 mm Schichtstärke

2.5 Kurvenanpassung des Transmissionsgrades an das Lambert-Beer'sche Gesetz

Der Transmissionsgrad T wurde in der vorliegenden Studie nach Formel (2) berechnet.

$$(2) \quad T = \frac{I}{I_0}$$

(I : Strahlungsflussdichte bei Belichtung durch die Keramik; I_0 : Strahlungsflussdichte ohne eingelegte Keramik)

2 Material und Methode

Das Lambert-Beer'sche Gesetz (siehe Formel(3)) ist eine etablierte Methode zur Bestimmung von Konzentrationen in Lösungen. Es kann auch für die Bestimmung des Transmissionsgrades von Feststoffen in Abhängigkeit von deren Dicke eingesetzt werden. Nach dem Lambert-Beer-Gesetz gilt:

$$(3) \quad \log \frac{1}{T} = \varepsilon * c * d$$

(T : Transmissionsgrad; ε : Extinktionskoeffizient; c : Konzentration; d : Weglänge des Lichtes).

Abbildung 5 zeigt die Abnahme der Transmissionsgrade der Keramik HT A 1 – 4. Zur besseren Sichtbarkeit sind die Mittelwerte der jeweils drei Einzelmessungen durch gerade Linien verbunden.

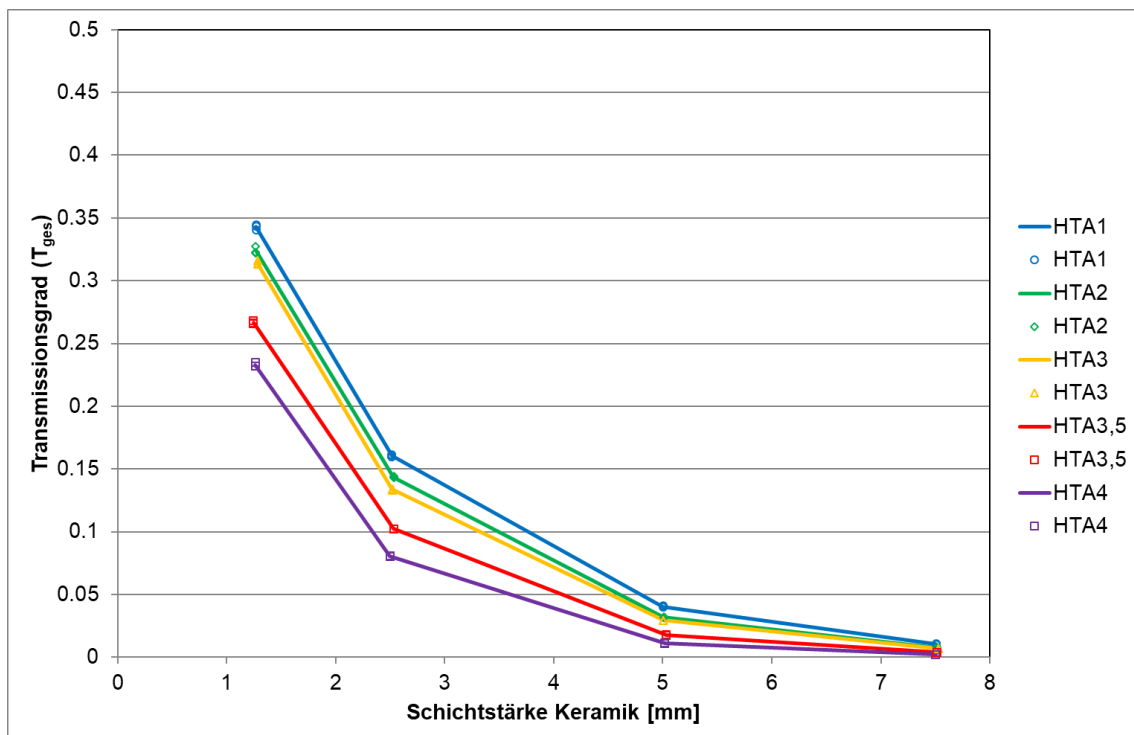


Abbildung 5: Transmissionsgrade der Keramik HT A 1 – 4

2 Material und Methode

Abbildung 6 zeigt die Größe $\log \frac{1}{T}$ aufgetragen gegen die Keramikschichtstärke. Die Regressionsgeraden gehen nicht durch den Ursprung des Koordinatensystems, sondern es ergibt sich ein positiver Achsenabschnitt.

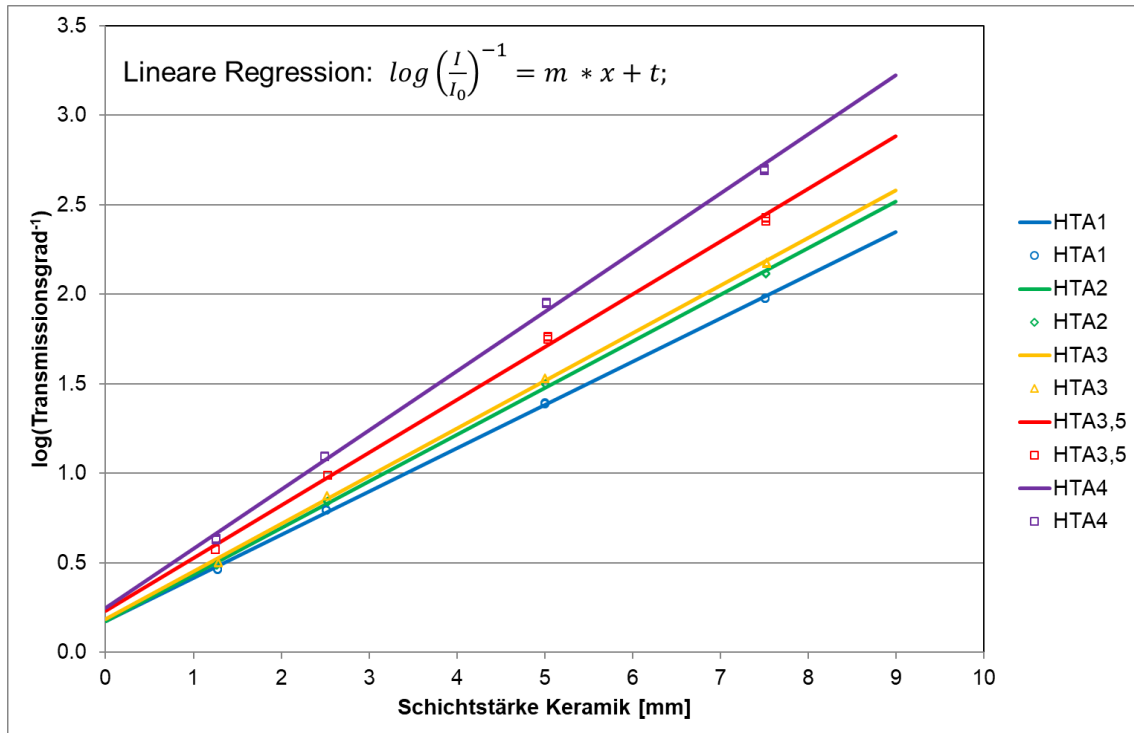


Abbildung 6: $\log(\text{Transmissionsgrad}^{-1})$ aufgetragen gegen die Schichtstärke der Keramik HT A 1 – 4 (für jede Helligkeitsstufe ist die lineare Regression eingezeichnet)

Watts und Cash erklären dies mit einer teilweisen Reflexion und / oder Streuung des Lichtes an der Oberfläche des „Biomaterials“ (in der genannten Publikation Komposit, in der vorliegenden Studie Keramik) und unterscheiden zwischen dem „wahren Transmissionsgrad“ innerhalb der Keramik T_{Ker} und dem empirischen Transmissionsgrad T_{ges} , in den auch der Reflexionsgrad ρ (siehe Formel (4)) an der Oberfläche eingeht (Watts und Cash 1994):

$$(4) \quad \rho = \frac{I_{Ref}}{I_0}$$

(ρ : Reflexionsgrad; I_{Ref} : Strahlungsflussdichte des reflektierten Lichtes; I_0 : Strahlungsflussdichte des einfallenden Lichtes) (McCluney 1994).

2 Material und Methode

Der Anteil des in die Keramik eindringenden Lichtes kann als Absorptionsgrad α bezeichnet werden:

$$(5) \quad \alpha = \frac{I_{Absorp}}{I_0} = \frac{I_0 - I_{Ref}}{I_0} = 1 - \rho$$

(α : Absorptionsgrad; I_{Absorp} : Strahlungsflussdichte des in die Keramik eindringenden Lichtes; I_0 : Strahlungsflussdichte des einfallenden Lichtes) (McCluney 1994).

Dann gilt:

$$(6) \quad T_{ges} = \alpha * T_{Ker}$$

$$(7) \quad T_{ges} = \alpha * 10^{-\varepsilon_k * d}$$

(ε_k : „Extinktionskoeffizient der Keramik“ (entspricht dem Ausdruck $\varepsilon * c$ in Formel (3))).

Abbildung 7 zeigt die nichtlineare Kurvenanpassung an Formel (7) für den Transmissionsgrad der Keramik HT A 1 – 4.

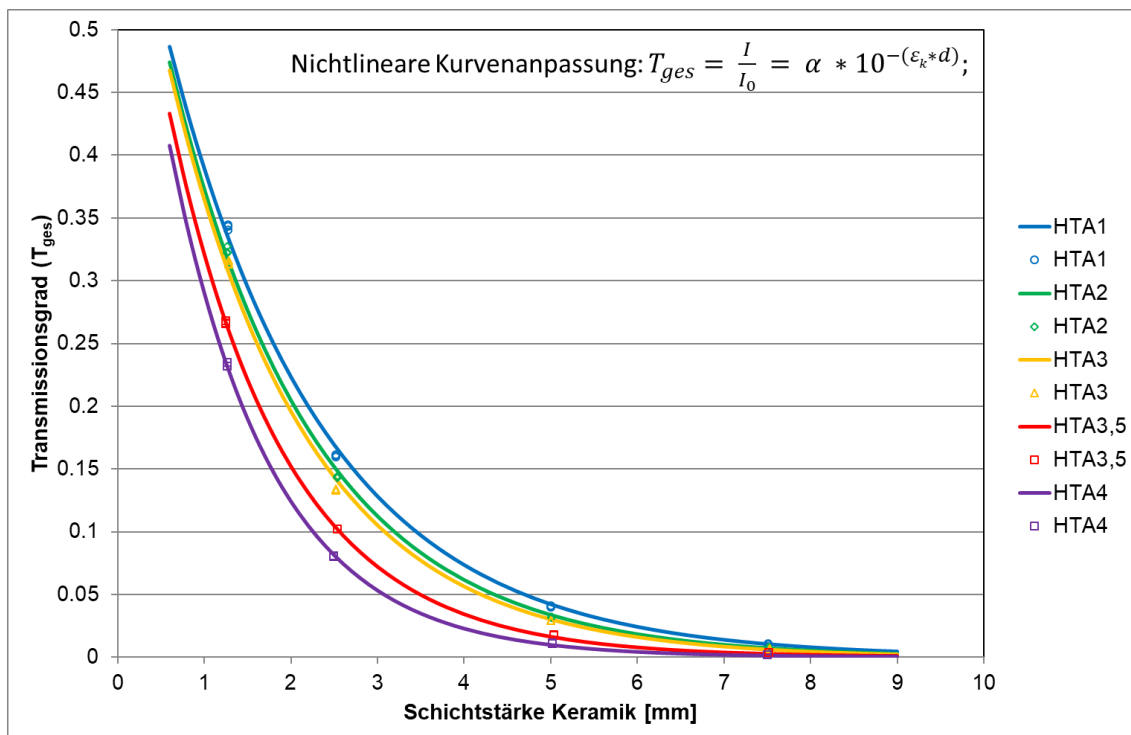


Abbildung 7: Nichtlineare Kurvenanpassung für den Transmissionsgrad der Keramik HT A 1 – 4 (der Absorptionsgrad α wurde als gemeinsamer Parameter angesetzt)

Unter Verwendung des Programmes OriginPro 2017G (OriginLab) wurde eine nichtlineare Kurvenanpassung unter Verwendung der Formel (7) durchgeführt, und zwar gleichzeitig für alle untersuchten Farben, Transluzenzen und Helligkeitsstufen. Da der Effekt der Reflexion und / oder Streuung an der Oberfläche unabhängig sein sollte von der Farbe und Transluzenz der Keramik, wurde der Parameter Absorptionsgrad α als für alle Keramikfarben und Transluzenzen gemeinsamer Parameter definiert.

Für die Daten der Keramikproben mit unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen und Medien zwischen Lichtleiter und Keramikprobe wurde ebenfalls eine gemeinsame nichtlineare Kurvenanpassung unter Verwendung der Formel (7) berechnet, wobei allerdings der im ersten Versuchsteil (siehe Kapitel 3.3) für die Keramik HT A 3 bestimmte Koeffizient ϵ_k als gemeinsamer fixer Koeffizient und der Absorptionsgrad α an der Oberfläche als variabler Koeffizient in die Kurvenanpassung eingegeben wurde.

2.6 Rasterelektronenmikroskopische (REM) Aufnahmen der unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen

Es wurden REM Aufnahmen von Keramikproben mit einer mit dem Sägemikrotom gesägten nicht kristallisierten, einer gesägten und kristallisierten, einer polierten und einer glasierten Oberfläche erstellt. Um die Keramikproben mittels Rasterelektronenmikroskop untersuchen zu können, mussten diese mit einem Graphitkleber (Planocarbon, Plano) auf kleine Stiftprobenteller (Plano) geklebt werden. Anschließend wurden die Keramikproben in einem Gold-Sputter-Gerät (K550, Emitech) mit Gold bedampft. Die Keramikproben wurden unter einem Rasterelektronenmikroskop (DSM 940, Zeiss) bei 500-facher Vergrößerung untersucht.

2.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe des Programmes SPSS Statistics 26.0 (IBM) durchgeführt. Für die statistische Auswertung wurden zunächst die Anforderungen an eine multiple lineare Regression geprüft. Dabei zeigte sich, dass Heteroskedastizität der Residuen vorliegt (Breusch-Pagan-Test: $p > 0,001$). Für die multiple lineare Regressionsanalyse (siehe Formel (8)) wurden heteroskedastizitätskonsistente bzw. heteroskedastizitätsrobuste Schätzer verwendet. Es wurden Parameterschätzungen nach der HC3-Methode genutzt (Hayes und Cai 2007).

$$(8) \quad y_i = b_0 + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_kx_k + \varepsilon_i \quad i = 1; 2; \dots; n$$

(y_i : Schätzer der unabhängigen Variable; x_k : unabhängige Variable k ; b_k : Regressionskoeffizient der Variable x_k ; ε_i : Fehlerterm des Probanden i) (Jobson 1991)

Die Keramikprobe HT A 3 wurde als Referenzkategorie definiert. Als abhängige Variable wurde der dekadische Logarithmus des Kehrwerts des Transmissionsgrades (lineare Transformation, siehe Abbildung 6) gewählt. Weiterhin wurden die metrische Einflussvariable Schichtstärke, die ordinalen Variablen Transluzenz und Helligkeit (für dieses Modell als metrische Variablen definiert) und die kategoriale Variable Farbe (für dieses Modell als „Dummy-Variable“ kodiert) als unabhängige Variablen definiert. Die Messwerte der MO Keramik wurden nicht in dieses statistische Modell aufgenommen, da es hierbei keine unterschiedlichen Farbtöne gibt.

Für die Transmissionsmessungen der Keramikproben mit unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen und Zwischenmedien wurde ebenfalls eine multiple lineare Regression berechnet, wobei allerdings als unabhängige Variablen nur die metrische Einflussvariable Schichtstärke und die kategorialen Variablen Oberflächenbehandlung und Zwischenmedium (für dieses Modell als „Dummy-Variablen“ kodiert) verwendet wurden. Die Keramikprobe HT A 3 mit einer gesägten Oberfläche und Luft zwischen Lichtleiter und Keramikprobe wurde als Referenzkategorie definiert.

Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ gewählt.

3 Ergebnisse

3.1 Transmissionsgrad von sichtbarem blauem Licht des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style durch IPS e.max CAD

Die Transmissionsgrade von sichtbarem blauem Licht des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style durch IPS e.max CAD in Abhängigkeit von der Schichtstärke, der Transluzenz, der Farbe und der Helligkeitsstufe sind in der Tabelle 3 dargestellt. Die Skalierung entsprechend den Schichtstärken, den Helligkeitswerten innerhalb eines Farbtons und zwischen den unterschiedlichen Transluzenzstufen ist gut erkennbar. Die niedrigsten Transmissionsgrade wurden bei Messungen der Keramikprobe MO 4 mit einer Schichtstärke von 7,5 mm gemessen. Den höchsten Transmissionsgrad weist eine Keramikprobe HT Bleach 1 mit der Schichtstärke von 1,25 mm auf. Die Abbildung 8 zeigt zur besseren Übersicht die Transmissionsgrade bei einer Keramikschichtstärke von 1,25 mm. Die graphische Darstellung der Mittelwerte der Messergebnisse erfolgt in der Abbildung 9.

Tabelle 3: Transmissionsgrade [%] von sichtbarem blauem Licht des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style durch IPS e.max CAD (Mittelwert \pm Standardabweichung)

Farbe / Trans – luzenz	Keramikschichtstärke [mm]			
	1,25	2,5	5	7,5
HTA1	33,4 \pm 0,13	16,2 \pm 0,082	4,22 \pm 0,024	1,15 \pm 0,038
HTA2	31,8 \pm 0,039	14,1 \pm 0,072	3,3 \pm 0,024	0,893 \pm 0,0053
HTA3	29,3 \pm 0,14	13,4 \pm 0,099	3,09 \pm 0,0008	0,764 \pm 0,024
HTA3,5	26,4 \pm 0,18	10,2 \pm 0,073	1,94 \pm 0,022	0,431 \pm 0,0041
HTA4	23,3 \pm 0,17	8,26 \pm 0,062	1,21 \pm 0,0058	0,227 \pm 0,0016
HTB1	36,8 \pm 0,14	18,3 \pm 0,16	5,53 \pm 0,014	1,65 \pm 0,028
HTB2	31,1 \pm 0,14	14,1 \pm 0,083	3,3 \pm 0,0086	0,875 \pm 0,0055
HTB3	27,6 \pm 0,013	11,5 \pm 0,056	2,34 \pm 0,012	0,56 \pm 0,0004
HTB4	25,5 \pm 0,1	10,2 \pm 0,018	1,74 \pm 0,014	0,403 \pm 0,0056
HTC1	30,7 \pm 0,077	14 \pm 0,057	3,14 \pm 0,0022	0,796 \pm 0,02
HTC2	27,9 \pm 0,052	11,7 \pm 0,0081	2,35 \pm 0,024	0,52 \pm 0,015
HTC3	25,4 \pm 0,017	9,28 \pm 0,037	1,56 \pm 0,0013	0,297 \pm 0,008
HTC4	23,2 \pm 0,078	8,02 \pm 0,049	1,16 \pm 0,0012	0,212 \pm 0,0028
HTD2	33,2 \pm 0,12	14,7 \pm 0,076	3,96 \pm 0,017	0,896 \pm 0,011

3 Ergebnisse

HTD3	28,8 ± 0,092	12,7 ± 0,027	2,46 ± 0,0072	0,549 ± 0,014
HTD4	20,1 ± 0,039	11,7 ± 0,029	0,767 ± 0,003	0,646 ± 0,0022
HTBL1	41,9 ± 0,087	24,8 ± 0,087	8,3 ± 0,031	3,47 ± 0,054
HTBL2	38,8 ± 0,12	21,7 ± 0,052	6,78 ± 0,014	2,24 ± 0,0044
HTBL3	32,1 ± 0,12	17,9 ± 0,041	4,98 ± 0,00007	1,48 ± 0,03
HTBL4	30,3 ± 0,19	15,3 ± 0,0048	3,27 ± 0,0094	0,345 ± 0,0011
LTA1	23,4 ± 0,13	8,2 ± 0,0044	0,796 ± 0,003	0,15 ± 0,0036
LTA2	22,4 ± 0,13	7,77 ± 0,041	1,02 ± 0,012	0,144 ± 0,0004
LTA3	20,5 ± 0,021	6,63 ± 0,074	0,955 ± 0,001	0,109 ± 0,0024
LTA3,5	17,1 ± 0,094	4,75 ± 0,026	0,407 ± 0,007	0,054 ± 0,0025
LTA4	16,4 ± 0,017	4,51 ± 0,036	0,4 ± 0,015	0,043 ± 0,0013
LTB1	26,9 ± 0,055	11,6 ± 0,016	2,16 ± 0,034	0,441 ± 0,001
LTB2	20,7 ± 0,028	6,7 ± 0,028	0,814 ± 0,0026	0,122 ± 0,0003
LTB3	17,2 ± 0,085	4,67 ± 0,0037	0,446 ± 0,0025	0,051 ± 0,0013
LTB4	14,2 ± 0,02	3,44 ± 0,01	0,242 ± 0,0054	0,024 ± 0
LTC1	25 ± 0,069	14,1 ± 0,043	1,47 ± 0,014	0,249 ± 0,012
LTC2	19,3 ± 0,1	6,03 ± 0,063	0,614 ± 0,0019	0,089 ± 0,0011
LTC3	16,9 ± 0,065	4,85 ± 0,042	0,447 ± 0,0004	0,053 ± 0,0014
LTC4	13,6 ± 0,045	3,05 ± 0,014	0,21 ± 0,0041	0,026 ± 0,0001
LTD2	22,8 ± 0,18	8,27 ± 0,042	1,14 ± 0,0065	0,218 ± 0,0008
LTD3	20,6 ± 0,23	6,81 ± 0,029	0,82 ± 0,023	0,127 ± 0,0016
LTD4	19,1 ± 0,072	3,11 ± 0,014	0,201 ± 0,0004	0,023 ± 0,0023
LTBL1	36,3 ± 0,19	19,2 ± 0,069	5,73 ± 0,047	1,85 ± 0,024
LTBL2	32,4 ± 0,062	15,4 ± 0,043	3,51 ± 0,0093	0,923 ± 0,0006
LTBL3	29,4 ± 0,1	12,6 ± 0,0024	2,45 ± 0,014	0,537 ± 0,0004
LTBL4	25,9 ± 0,11	10,3 ± 0,01	1,69 ± 0,025	0,317 ± 0,0003
MTA1	30 ± 0,016	13,2 ± 0,04	2,85 ± 0,057	0,718 ± 0,029
MTA2	27,6 ± 0,022	11,5 ± 0,07	2,29 ± 0,055	0,499 ± 0,01
MTA3	25,1 ± 0,12	9,68 ± 0,04	1,58 ± 0,0032	0,284 ± 0,0032
MTB1	30,7 ± 0,16	14,5 ± 0,068	3,32 ± 0,018	0,845 ± 0,0009
MTBL2	36,2 ± 0,19	19,7 ± 0,077	6,28 ± 0,0067	2,05 ± 0,0042
MTBL3	32,4 ± 0,1	16,5 ± 0,088	4,1 ± 0,048	1,16 ± 0,0079
.MTBL4	32,2 ± 0,085	14,9 ± 0,012	3,5 ± 0,02	1 ± 0,01
MO0	34,4 ± 0,19	17,3 ± 0,073	4,88 ± 0,014	1,41 ± 0,01
MO1	17,9 ± 0,029	5,07 ± 0,036	2,91 ± 0,017	0,045 ± 0,0009
MO2	11,8 ± 0,31	2,19 ± 0,0095	0,112 ± 0,0058	0,009 ± 0,0002
MO3	9,76 ± 0,021	1,53 ± 0,01	0,086 ± 0,0056	0,006 ± 0,0002
MO4	7,94 ± 0,014	0,932 ± 0,0032	0,0401 ± 0,01	0,003 ± 0,0002

3 Ergebnisse

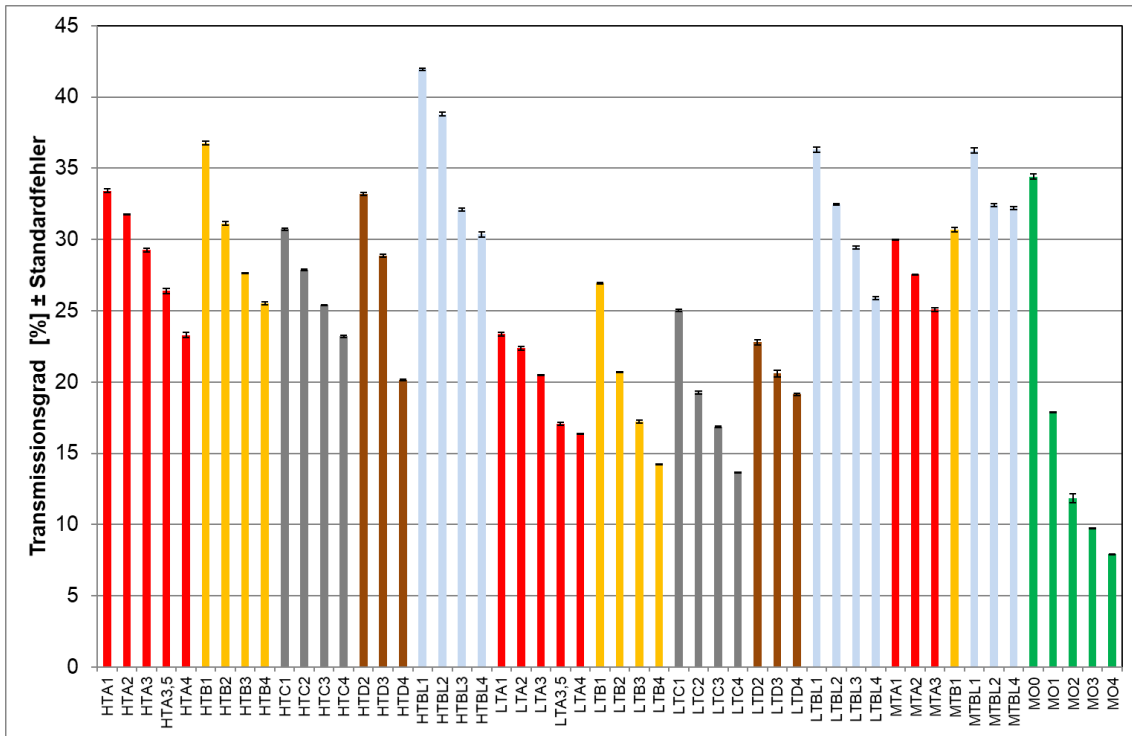


Abbildung 8: Transmissionsgrade [%] bei einer Keramikschichtstärke von 1,25 mm (Mittelwerte ± Standardfehler)

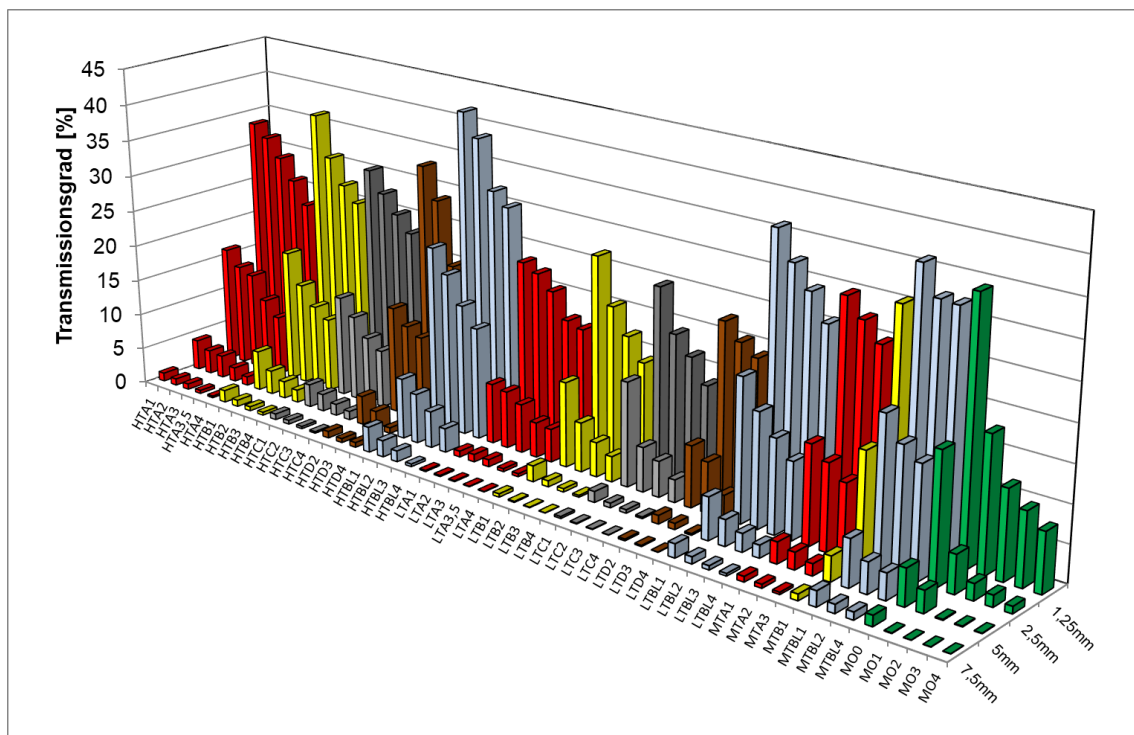


Abbildung 9: Transmissionsgrade [%] von sichtbarem blauem Licht des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style durch IPS e.max-CAD (Mittelwerte)

3.2 Spektrale Transmissionsrate von sichtbarem blauem Licht des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style durch IPS e.max CAD

In der Abbildung 10 sind die Mittelwerte der spektralen Transmissionsrate der Keramikproben HT A in den Helligkeitsstufen 1 – 4 und jeweils in den Schichtstärken 1,25 mm – 7,5 mm im Wellenlängenbereich von 400 – 500 nm exemplarisch für alle anderen Farben und Transluzenzstufen dargestellt. Die Skalierung entsprechend den Schichtstärken und den Helligkeitswerten ist gut erkennbar. Auffällig ist der nahezu lineare Zusammenhang zwischen Wellenlänge und Transmissionsgrad. Mit zunehmender Wellenlänge steigt bei allen Keramikproben die spektrale Transmissionsrate an. Weiterhin führt eine Zunahme der Schichtstärke der Keramik zu einer grafischen Parallelverschiebung der spektralen Transmissionsrate nach unten. Dunklere Helligkeitsstufen der Keramikproben innerhalb eines Farbtons führen zu einer grafischen Parallelverschiebung der spektralen Transmissionsrate nach unten.

In der Abbildung 11 sind die Mittelwerte der spektralen Transmissionsrate der Keramikproben HT A, HT B, HT C jeweils in den Helligkeitsstufen 1 – 4 in der Schichtstärke 1,25 mm im Wellenlängenbereich von 400 – 500 nm exemplarisch für alle anderen Farben und Transluzenzstufen dargestellt. Die unterschiedlichen Farben zeigen annähernd zueinander parallele Geraden. Dunklere Helligkeitsstufen führen zu einer grafischen Parallelverschiebung nach unten.

In der Abbildung 12 sind die Mittelwerte der spektralen Transmissionsrate der Keramikproben in den Transluzenzstufen HT (High Translucency), MT (Middle Translucency) und LT (Low Translucency) der Farbe A in den Helligkeitsstufen 1 – 4 und in der Schichtstärke 1,25 mm im Wellenlängenbereich von 400 – 500 nm exemplarisch für alle anderen Farben und Transluzenzstufen dargestellt. Niedrigere Transluzenzstufen der Keramik führen zu einer grafischen Parallelverschiebung der spektralen Transmissionsrate nach unten.

3 Ergebnisse

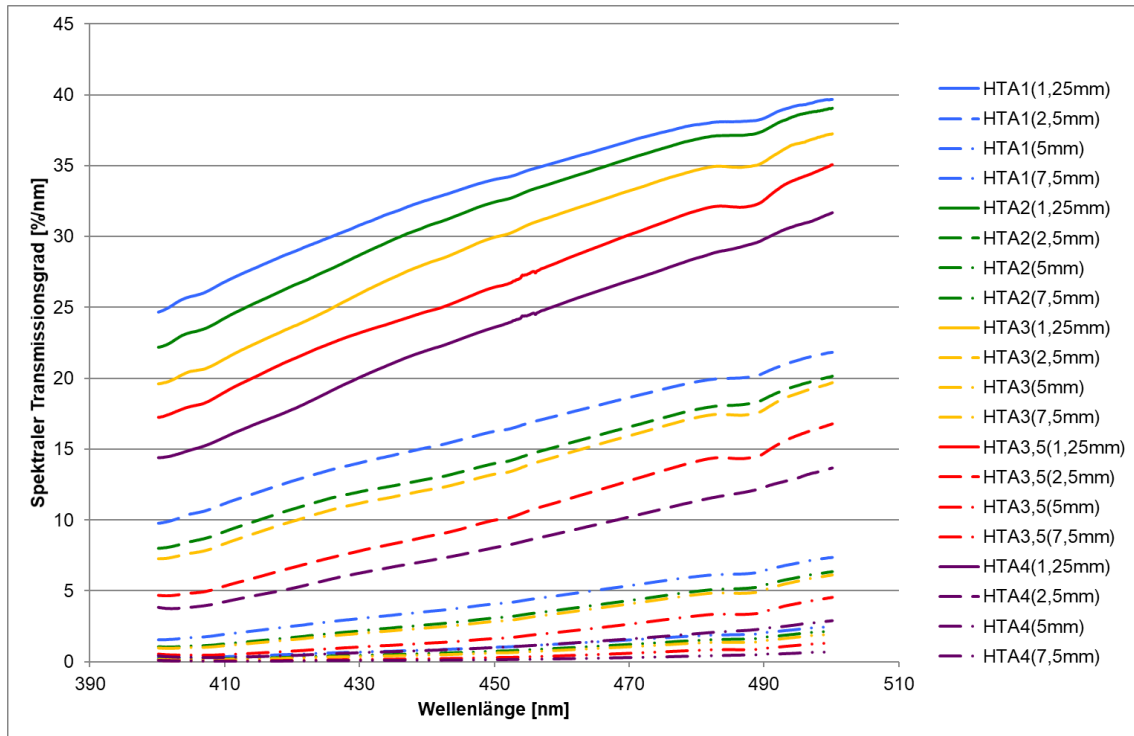


Abbildung 10: Spektrale Transmissionsrate der Keramik HT A in den Helligkeitsstufen 1 – 4 und in den Schichtstärken 1,25 mm – 7,5 mm

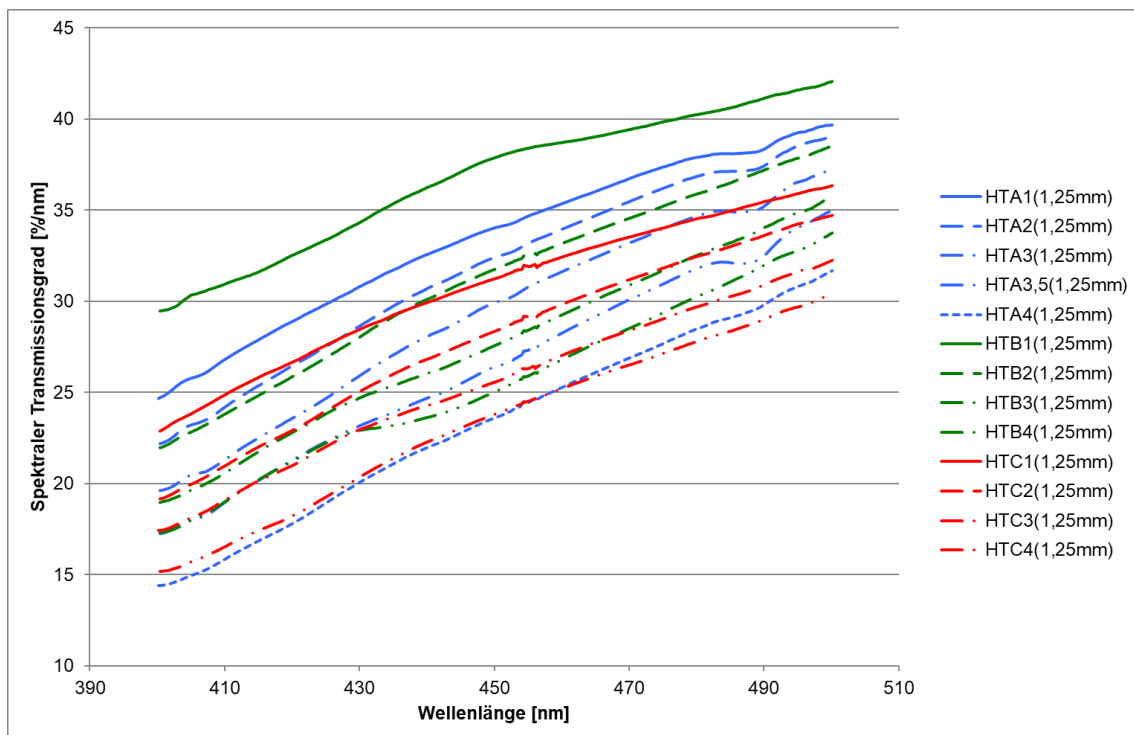


Abbildung 11: Spektrale Transmissionsrate der Keramik HT A, HT B, HT C in den Helligkeitsstufen 1 – 4 und in der Schichtstärke 1,25 mm

3 Ergebnisse

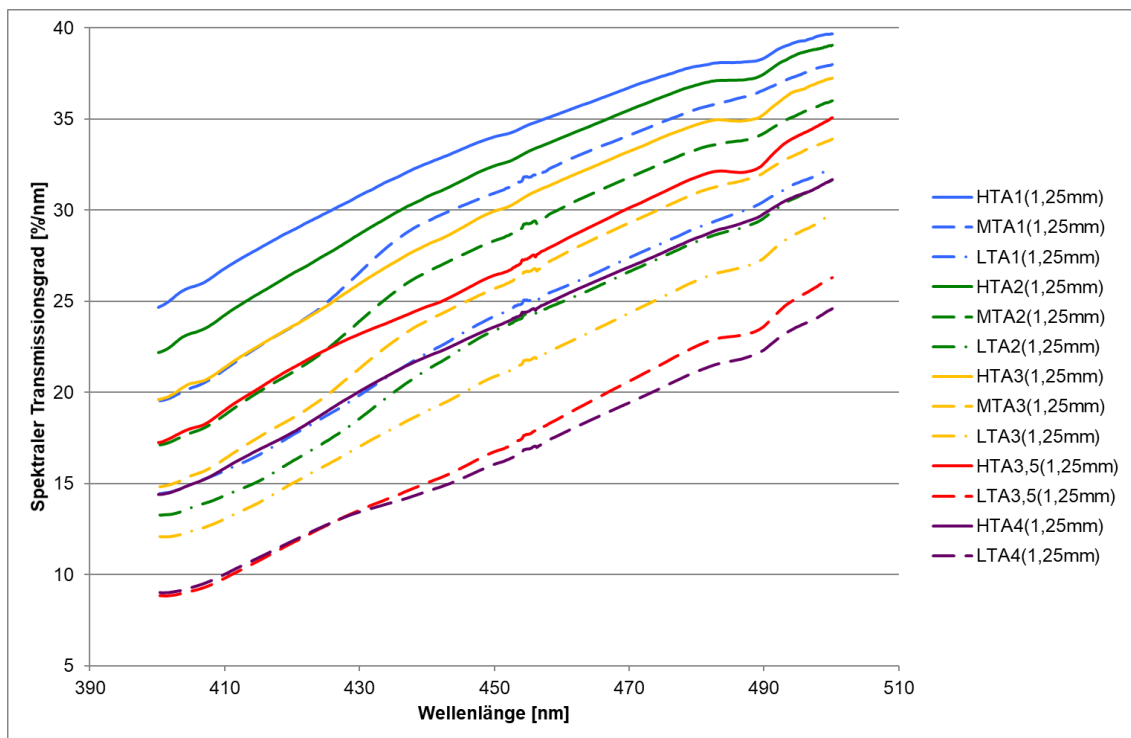


Abbildung 12: Spektrale Transmissionsrate der Keramik HT, MT und LT der Farbe A in den Helligkeitsstufen 1 – 4 und in der Schichtstärke 1,25 mm

3.3 Ergebnis der nichtlinearen Kurvenanpassung

Die Ergebnisse der nichtlinearen Kurvenanpassung unter der Verwendung der Formel (7) aus Kapitel 2.5 sind in Tabelle 4 zusammengefasst.

$$(7) \quad T_{ges} = \alpha * 10^{-\varepsilon_k * d}$$

(ε_k : „Extinktionskoeffizient der Keramik“ (entspricht dem Ausdruck $\varepsilon * c$ in Formel (3))).

Der für alle Transluzenzen, Farben und Helligkeitsstufen gemeinsame Absorptionsgrad α ergab einen Wert von $0,67383 \pm 0,00252$.

Das heißt, dass ca. 33% des einfallenden Lichtes an den Oberflächen reflektiert und / oder gestreut werden. Tabelle 4 zeigt die Werte des materialabhängigen Parameters ε_k (\pm Standardfehler), sowie als Maß für die Güte der Kurvenanpassung den Wert R^2 . Die Anpassung erreichte für die Mehrzahl der Transluzenzen, Farben und Helligkeitsstufen R^2 -Werte von $> 0,99$.

3 Ergebnisse

Außerdem zeigt Tabelle 4 die berechneten Werte der „reinen“ Transmission innerhalb der Keramik T_{ker} für die vier untersuchten Schichtstärken. Die zu erwartende Gesamttransmission berechnet sich nach Formel (7).

Die Abbildung 13 zeigt exemplarisch den dekadischen Logarithmus des Kehrwertes des Transmissionsgrades aufgetragen gegen die Schichtstärke für die Keramikproben HT A 1 – 4. Ein gemeinsamer positiver Achsenabschnitt ist gut erkennbar. Je steiler die Gerade ist, desto dunkler ist die Keramikprobe.

Die Abbildungen 14 bis 16 zeigen exemplarisch das Ergebnis der Kurvenanpassung in Verbindung mit den Messwerten. Man erkennt eine hohe grafische Übereinstimmung der Kurvenanpassung mit den Messwerten.

In der Abbildung 17 sind die berechneten Werte der „reinen“ Transmissionsgrade T_{ker} für alle Schichtstärken, Transluzenzen, Farben und Helligkeitsstufen dargestellt. Die Skalierung entsprechend den Schichtstärken, den Helligkeitswerten innerhalb eines Farbtons und zwischen den unterschiedlichen Transluzenzen ist gut erkennbar.

Tabelle 4: Ergebnis der nichtlinearen Kurvenanpassung und berechnete Transmissionsgrade innerhalb der Keramik $T_{keramik}$

Farbe / Trans- luzenz	Parameter ε_k (\pm Standardfehler)	R^2	Keramiksichtstärke [mm]			
			1,25	2,5	5	7,5
HTA1	0,243 \pm 0,0021	> 0,999	0,497	0,247	0,061	0,015
HTA2	0,262 \pm 0,0024	> 0,999	0,47	0,221	0,049	0,011
HTA3	0,282 \pm 0,0026	0,999	0,445	0,198	0,039	0,008
HTA3,5	0,324 \pm 0,0031	> 0,999	0,393	0,155	0,024	0,004
HTA4	0,365 \pm 0,0036	> 0,999	0,35	0,122	0,015	0,002
HTB1	0,217 \pm 0,0019	0,998	0,535	0,286	0,082	0,024
HTB2	0,265 \pm 0,0024	> 0,999	0,466	0,217	0,047	0,01
HTB3	0,304 \pm 0,0028	> 0,999	0,417	0,174	0,03	0,005
HTB4	0,33 \pm 0,0031	> 0,999	0,387	0,15	0,022	0,003
HTC1	0,272 \pm 0,0025	> 0,999	0,457	0,208	0,043	0,009
HTC2	0,3 \pm 0,0028	> 0,999	0,421	0,178	0,032	0,006

3 Ergebnisse

HTC3	0,338 ± 0,0032	> 0,999	0,378	0,143	0,02	0,003
HTC4	0,362 ± 0,0035	> 0,999	0,352	0,124	0,015	0,002
HTD2	0,253 ± 0,0023	0,998	0,483	0,233	0,054	0,013
HTD3	0,289 ± 0,0026	> 0,999	0,435	0,189	0,036	0,007
HTD4	0,399 ± 0,004	0,988	0,317	0,1	0,01	0,001
HTBL1	0,171 ± 0,0015	0,997	0,611	0,374	0,14	0,052
HTBL2	0,194 ± 0,0017	> 0,999	0,571	0,326	0,107	0,035
HTBL3	0,239 ± 0,0021	0,995	0,503	0,253	0,064	0,016
HTBL4	0,262 ± 0,0024	0,9975	0,471	0,222	0,049	0,011
LTA1	0,362 ± 0,0035	> 0,999	0,352	0,124	0,015	0,002
LTA2	0,374 ± 0,0037	> 0,999	0,341	0,116	0,014	0,002
LTA3	0,403 ± 0,0041	> 0,999	0,314	0,098	0,01	0,001
LTA3,5	0,46 ± 0,005	> 0,999	0,266	0,071	0,005	0
LTA4	0,487 ± 0,0055	0,998	0,246	0,061	0,004	0
LTB1	0,31 ± 0,0029	> 0,999	0,41	0,168	0,028	0,005
LTB2	0,404 ± 0,0041	> 0,999	0,312	0,097	0,01	0,001
LTB3	0,473 ± 0,0052	> 0,999	0,256	0,066	0,004	0
LTB4	0,532 ± 0,0064	> 0,999	0,216	0,047	0,002	0
LTC1	0,307 ± 0,0028	0,97	0,414	0,171	0,029	0,005
LTC2	0,425 ± 0,0044	> 0,999	0,295	0,087	0,008	0,001
LTC3	0,467 ± 0,0051	> 0,999	0,261	0,068	0,005	0
LTC4	0,541 ± 0,0066	> 0,999	0,211	0,044	0,002	0
LTD2	0,366 ± 0,0036	> 0,999	0,349	0,122	0,015	0,002
LTD3	0,4 ± 0,0041	> 0,999	0,317	0,1	0,01	0,001
LTD4	0,444 ± 0,0048	0,978	0,279	0,078	0,006	0
LTBL1	0,214 ± 0,0019	> 0,999	0,54	0,292	0,085	0,025
LTBL2	0,255 ± 0,0023	> 0,999	0,48	0,23	0,053	0,012
LTBL3	0,285 ± 0,0026	> 0,999	0,441	0,194	0,038	0,007
LTBL4	0,326 ± 0,0031	> 0,999	0,392	0,153	0,024	0,004
MTA1	0,277 ± 0,0025	> 0,999	0,451	0,203	0,041	0,008
MTA2	0,301 ± 0,0028	> 0,999	0,42	0,177	0,031	0,006

3 Ergebnisse

MTA3	0,331 ± 0,0031	> 0,999	0,386	0,149	0,022	0,003
MTB1	0,264 ± 0,0024	> 0,999	0,467	0,218	0,048	0,01
MTBL2	0,207 ± 0,0018	> 0,999	0,551	0,303	0,092	0,028
MTBL3	0,246 ± 0,0022	> 0,999	0,493	0,243	0,059	0,014
MTBL4	0,254 ± 0,0023	0,999	0,481	0,231	0,054	0,012
MO0	0,231 ± 0,002	> 0,999	0,515	0,265	0,07	0,019
MO1	0,439 ± 0,0047	0,966	0,283	0,08	0,006	0,001
MO2	0,589 ± 0,0077	0,999	0,183	0,034	0,001	0
MO3	0,655 ± 0,0095	> 0,999	0,152	0,023	0,001	0
MO4	0,732 ± 0,012	> 0,999	0,122	0,015	0	0

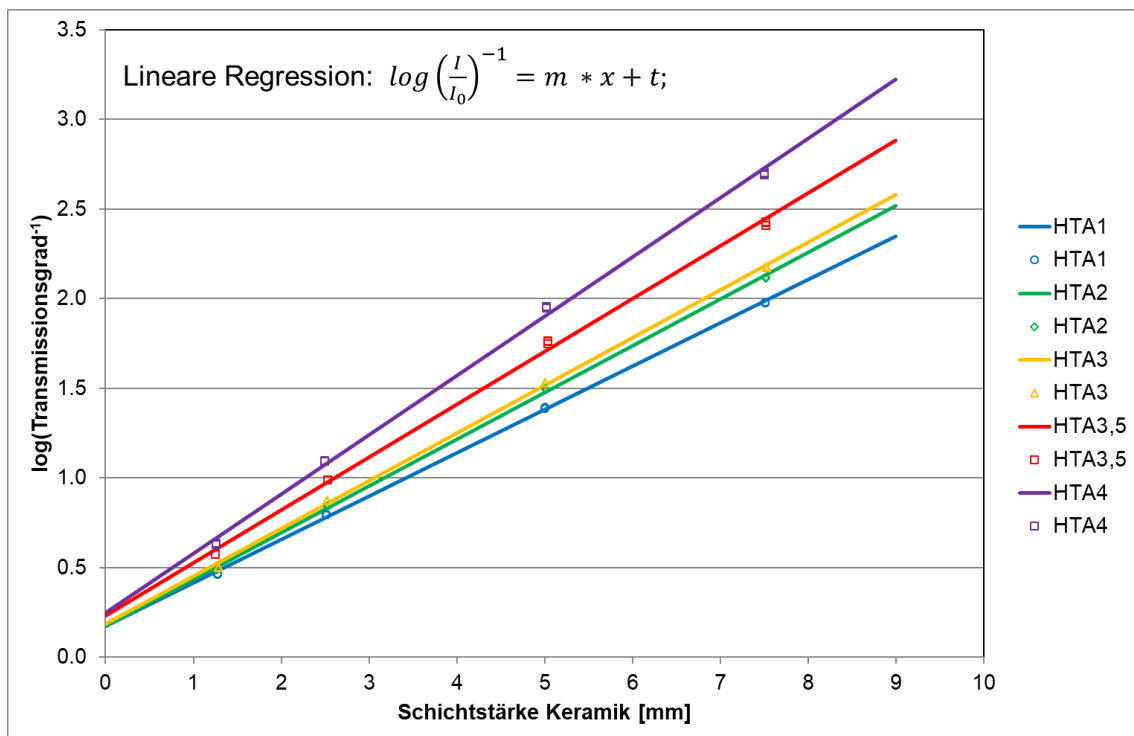


Abbildung 13: $\log(\text{Transmissionsgrad}^{-1})$ aufgetragen gegen die Schichtstärke der Keramik HT A 1 – 4 (für jede Helligkeitsstufe ist die lineare Regression eingezeichnet)

3 Ergebnisse

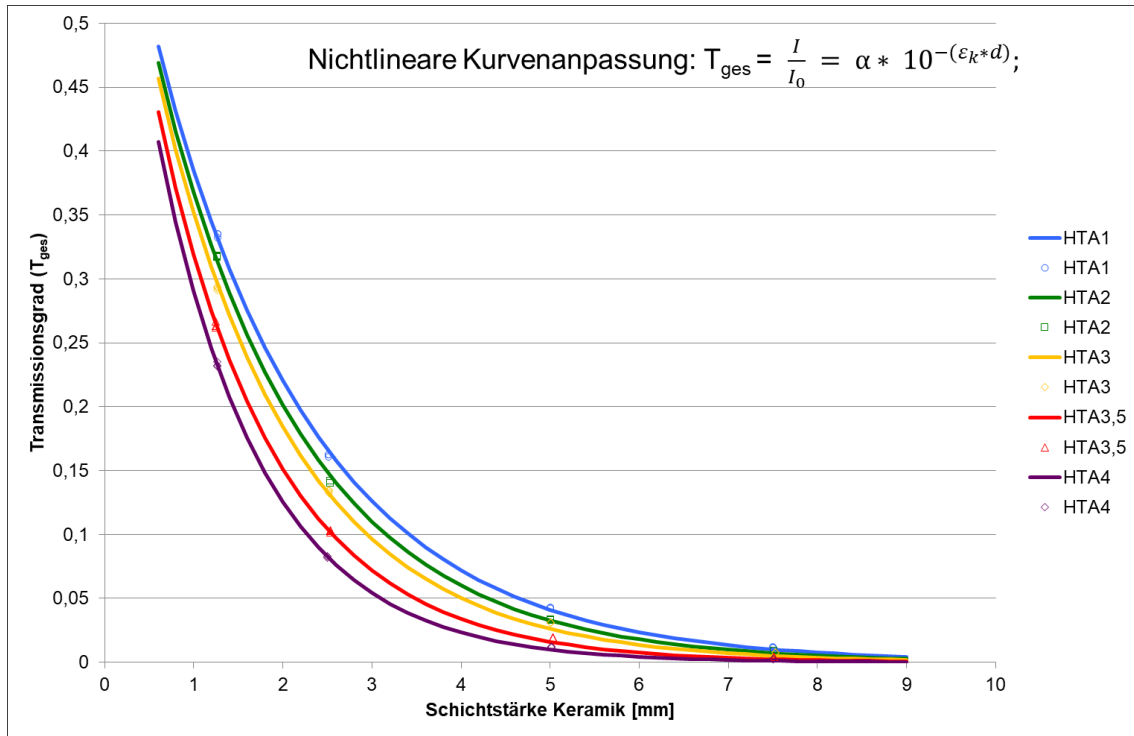


Abbildung 14: Nichtlineare Kurvenanpassung für den Transmissionsgrad der Keramik HT A 1 – 4

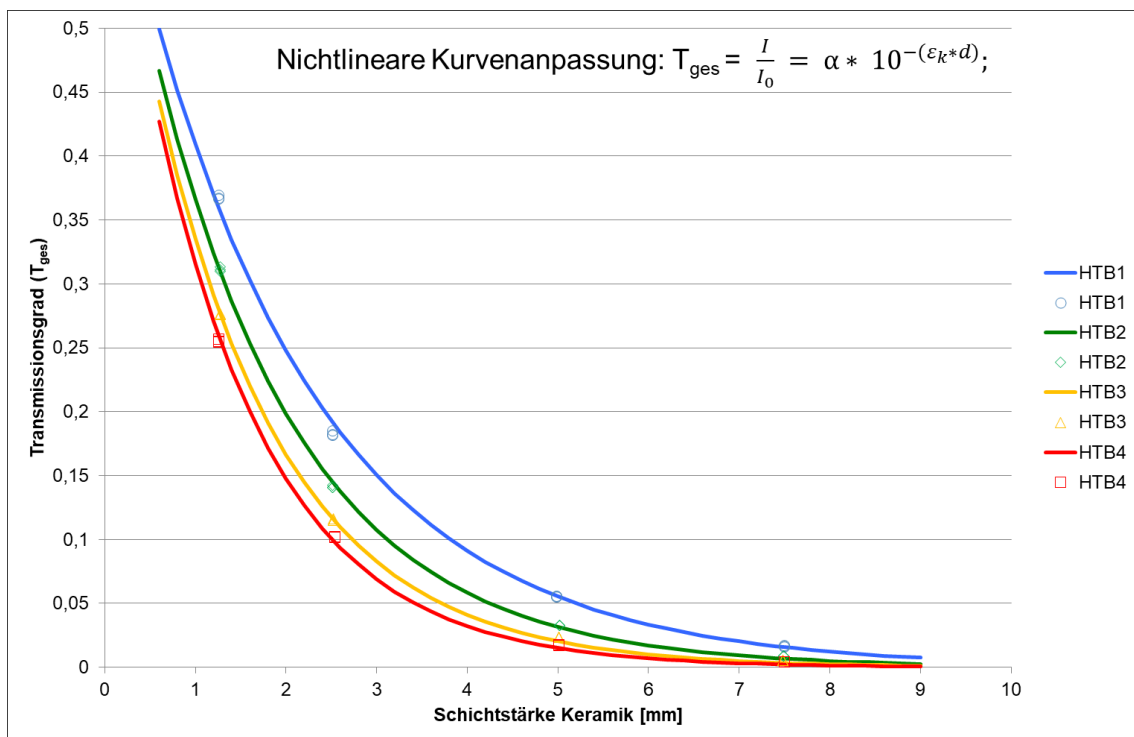


Abbildung 15: Nichtlineare Kurvenanpassung für den Transmissionsgrad der Keramik HT B 1 – 4

3 Ergebnisse

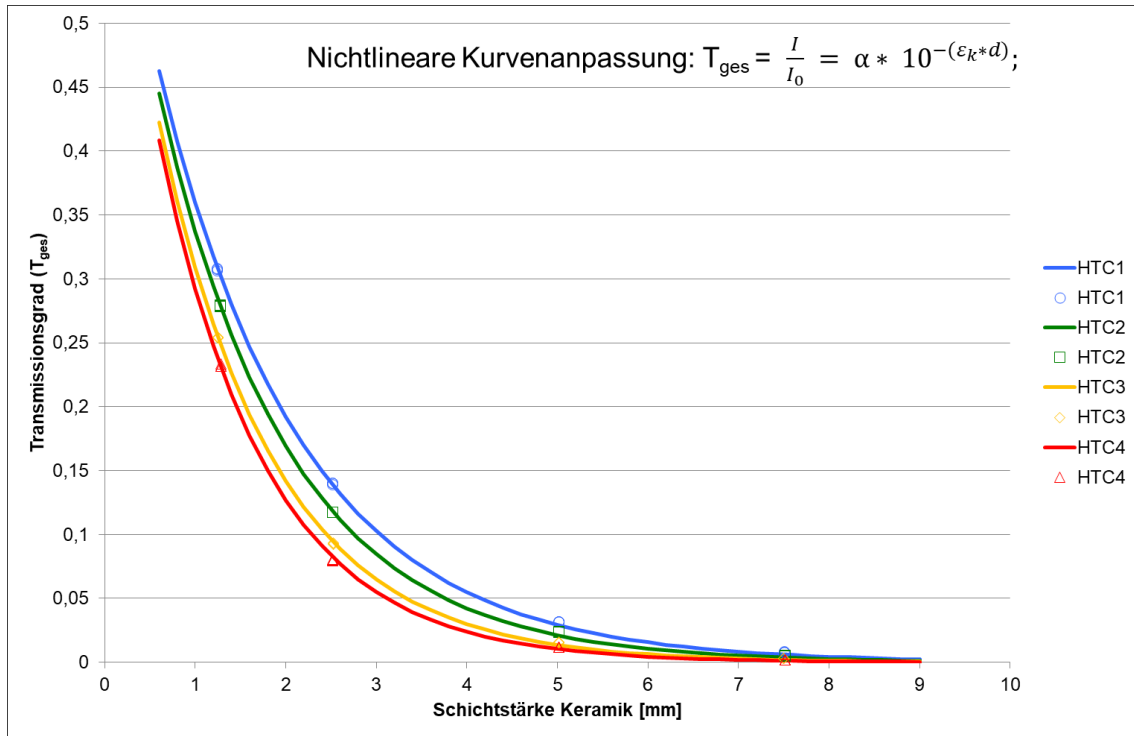


Abbildung 16: Nichtlineare Kurvenanpassung für den Transmissionsgrad der Keramik HT C 1 – 4

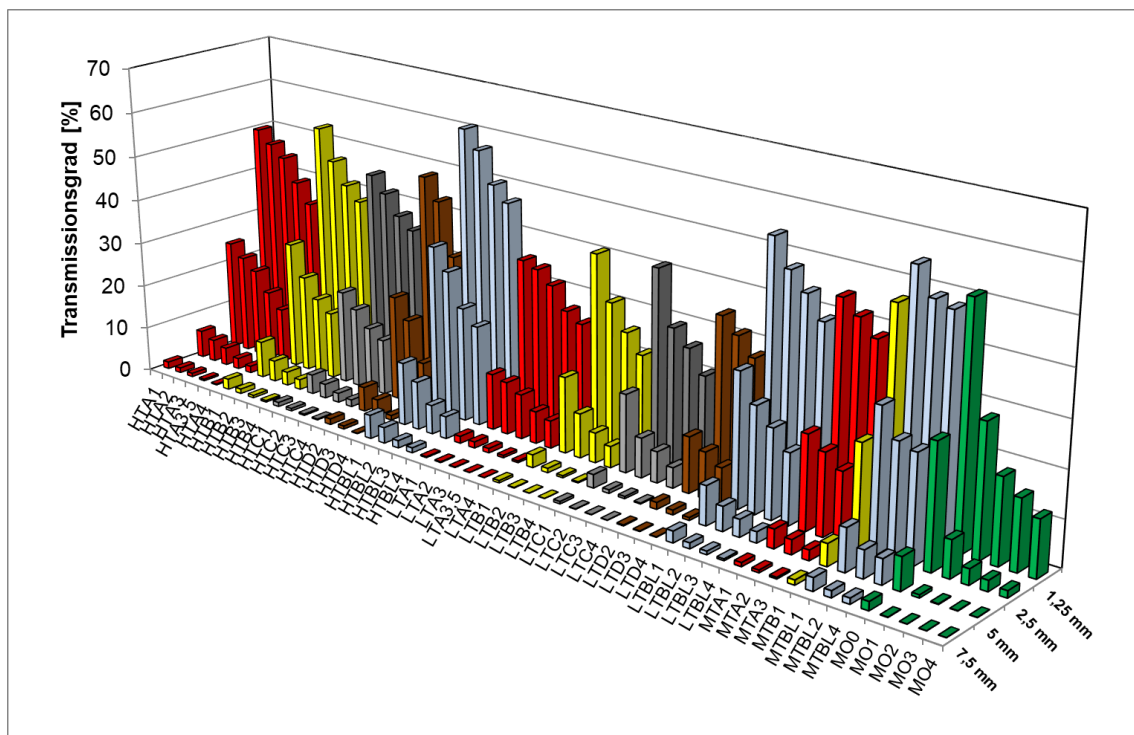


Abbildung 17: Berechnete Werte der „reinen“ Transmissionen T_{Ker} [%] für alle Schichtstärken, Transluzenzstufen, Farben und Helligkeitsstufen

3.4 Multiple lineare Regressionsanalyse des Transmissionsgrades in Abhängigkeit von der Schichtstärke, Transluzenz, Farbe und Helligkeitsstufe der Keramik

Die Ergebnisse sind in der Tabelle 5 zusammengefasst. Im linearen Regressionsmodell wurde eine Güte von 0,941 (korrigiertes R^2) erreicht. Aufgrund von Heteroskedastizität der Residuen (Breusch-Pagan-Test: $p < 0,001$) wurden heteroskedastizitätskonsistente bzw. heteroskedastizitätsrobuste Schätzer verwendet. Es wurden Parameterschätzungen nach der HC3-Methode durchgeführt (Hayes und Cai 2007). Als Referenzkategorie wurde die Keramik HT A 3 gewählt.

Die multiple Regressionsanalyse zeigt, dass die Schichtstärke, die unterschiedlichen Transluzenzen, die Farben Bleach und C und die unterschiedlichen Helligkeitsstufen einen Einfluss auf den Transmissionsgrad haben, $F(7, 659) = 1500,33$ $p < 0,001$, $n = 564$.

Der Anstieg der Schichtstärke und der Helligkeitsstufe führt in diesem Modell zu einem signifikanten positiven Effekt auf den dekadisch logarithmierten Kehrwert des Transmissionsgrades (jeweils $p < 0,001$).

Der Transmissionsgrad ist signifikant geringer, je höher die Keramikschichtstärke und je dunkler die Helligkeitsstufe innerhalb einer Farbe ist.

Der Transmissionsgrad der Farben B und D unterscheidet sich nicht signifikant vom Transmissionsgrad der Farbe A. Demgegenüber weist die Keramik der Farbe Bleach einen signifikant höheren und die Keramik der Farbe C einen signifikant niedrigeren Transmissionsgrad auf (jeweils $p < 0,001$).

Die nicht standardisierten Regressionskoeffizienten b zeigen die Veränderung der abhängigen Variable bei einem Schritt der Veränderung eines Faktors. Bei einem Anstieg der Schichtstärke um einen Millimeter verändert sich $\log(\text{Transmissionsgrad}^{-1})$ um 0,293.

Nichtsdestoweniger kann man am standardisierten Koeffizienten β sehen, dass die Schichtstärke den stärksten Einfluss auf den Transmissionsgrad hat. Absteigend folgen die Transluzenzen, die Helligkeitsstufen und dann die Farben in der Beeinflussung des Transmissionsgrades.

3 Ergebnisse

94,1 % der Streuung des Transmissionsgrades wird durch die neun unabhängigen signifikanten Variablen erklärt, was nach Cohen (Cohen 1992) einem starken Effekt entspricht.

Tabelle 5: Multiple lineare Regressionsanalyse von $\log(\text{Transmissionsgrad}^{-1})$ in Abhängigkeit zur Schichtstärke, Transluzenz, Farbe und Helligkeitsstufe mit der Referenzkategorie HT A 3 (korrigiertes $R^2 = 0,941$)

Parameter	b	Std.-Fehler	β	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Konstante b_0	0,412	0,028		p < 0,001	0,356	0,467
Schichtstärke	0,293	0,004	0,898	p < 0,001	0,286	0,300
Transluzenz	-0,211	0,009	-0,249	p < 0,001	-0,229	-0,193
Helligkeit	0,115	0,007	0,199	p < 0,001	0,102	0,128
Farbe Bleach	-0,350	0,022	-0,179	p < 0,001	-0,392	-0,307
Farbe B	0,019	0,023	0,009	0,400	-0,026	0,063
Farbe C	0,129	0,022	0,058	p < 0,001	0,085	0,173
Farbe D	0,012	0,028	0,005	0,649	-0,044	0,067

3.5 REM Aufnahmen der unterschiedlichen Keramikoberflächen

In den Abbildungen 18 bis 21 sind die REM Aufnahmen der unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen der Keramik IPS e.max CAD direkt nach dem Sägen, nach dem Sägen und Kristallisieren (wie die Keramikproben in den Kapiteln 3.1 bis 3.4), nach dem Polieren und nach der Glasur zu sehen. Die Unterschiede der unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen sind gut ersichtlich. Die gesägten Keramikproben haben eine etwas inhomogene Oberfläche, die durch das Kristallisieren etwas homogener wird (siehe Abbildung 18 und 19). Bei der polierten Gruppe sieht man sehr gut die Schleifspuren der Schleifkörper (siehe Abbildung 20). Die glatteste Oberflächenstruktur ließ sich durch die Glasur erzeugen (siehe Abbildung 21).

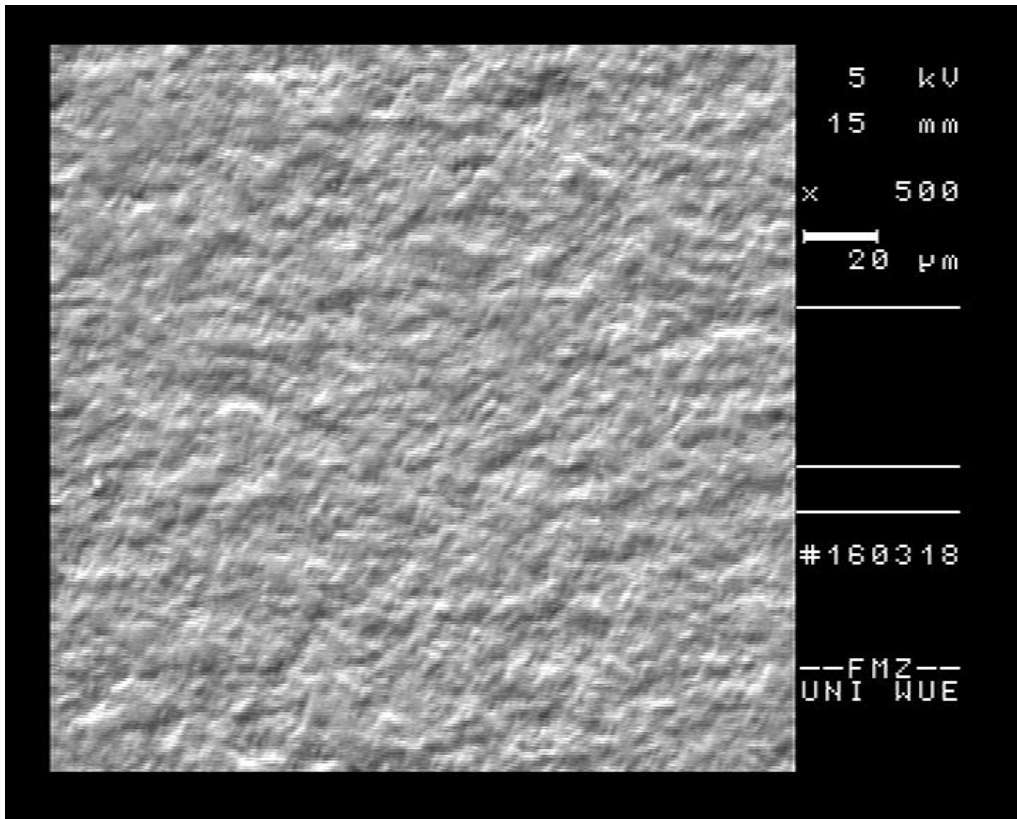


Abbildung 18: REM-Aufnahme (500x) einer mit dem Sägemikrotom gesägten Keramikprobe

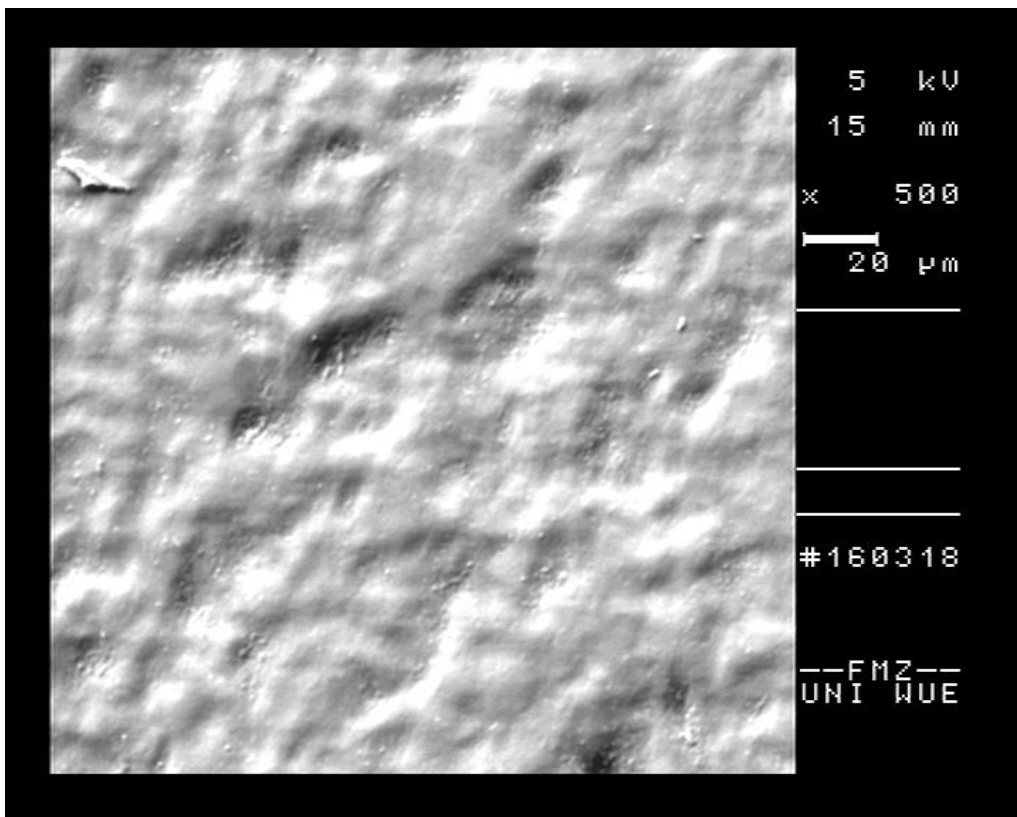


Abbildung 19: REM-Aufnahme (500x) einer mit dem Sägemikrotom gesägten und kristallisierten Keramikprobe

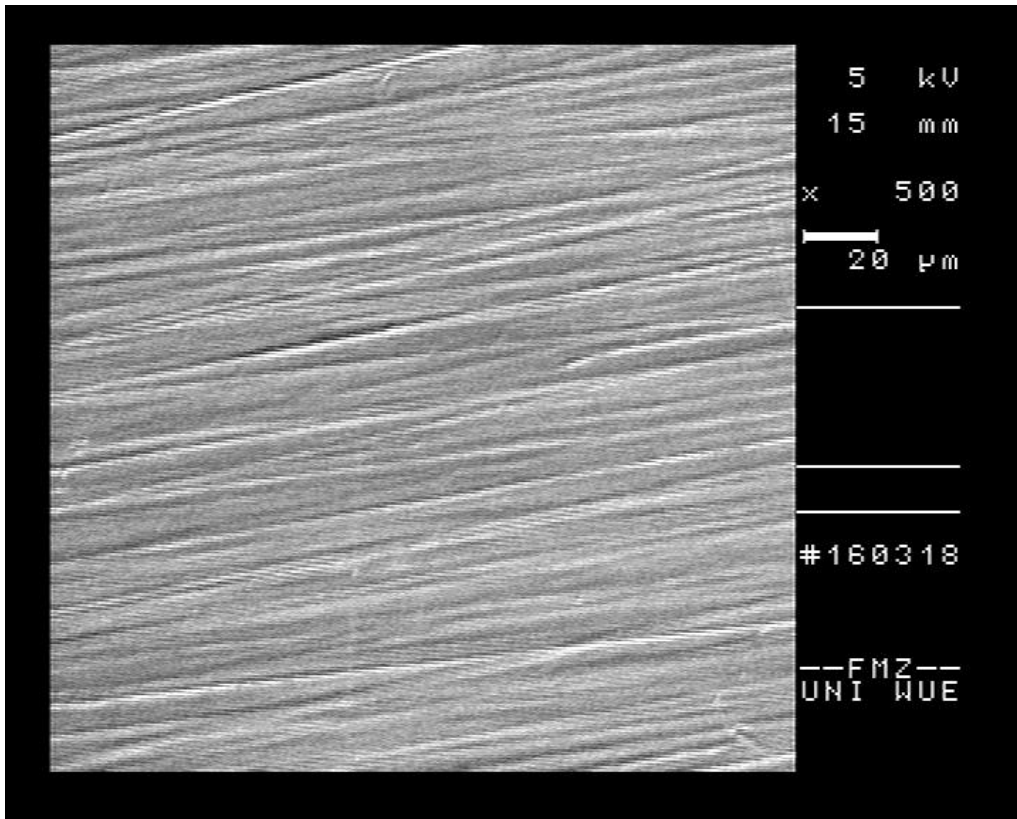


Abbildung 20: REM-Aufnahme (500x) einer mit Nassschleifpapier polierten Keramikprobe

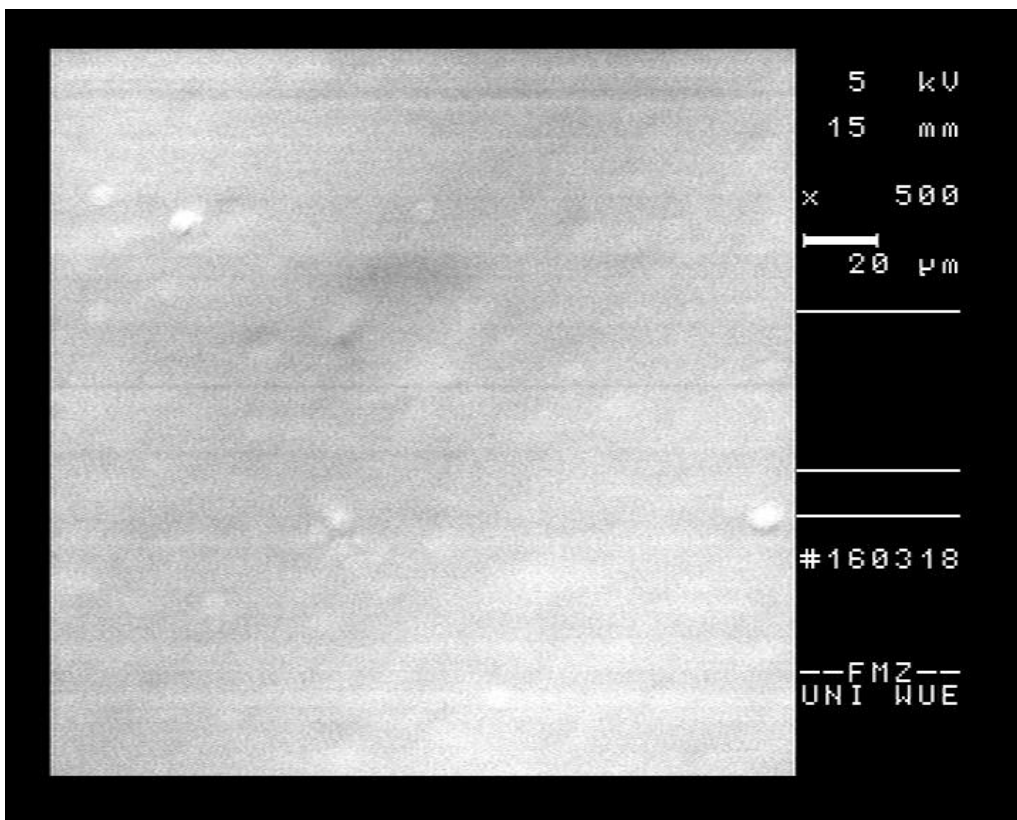


Abbildung 21: REM-Aufnahme (500x) einer glasierten Keramikprobe

3.6 Ergebnis der nichtlinearen Kurvenanpassung verschiedener Oberflächenbehandlungen und Zwischenmedien

In der Tabelle 6 ist das Ergebnis der nichtlinearen Kurvenanpassung des Transmissionsgrades der HT A 3 Keramikprobe mit einer gesägten (ohne), polierten und glasierten Oberflächenbehandlung sowie mit der Verwendung von Luft (ohne), Glyceringel (Airblock) oder Immersionsöl zwischen Lichtleiter und Keramikprobe (Zwischenmedium) bei der Belichtung dargestellt.

Es wurde eine nichtlineare Kurvenanpassung unter Verwendung der Formel (7) (aus Kapitel 2.5) durchgeführt. Dabei wurde der für die Keramikprobe HT A 3 bestimmte Koeffizient ε_k (aus Kapitel 3.3) als gemeinsamer fixer Koeffizient von 0,28165 und der Absorptionsgrad α als variabler Koeffizient in die Kurvenanpassung eingegeben.

Die Tabelle 6 zeigt die Werte des oberflächenabhängigen Absorptionsgrades α und als Maß für die Güte der Kurvenanpassung den Wert R^2 . Die Anpassung erreichte für alle Werte R^2 -Werte von $>0,99$.

Der Absorptionsgrad α der verschiedenen Oberflächenbehandlungen und Zwischenmedien ist in der Abbildung 22 dargestellt. Die Oberflächenbehandlungen Glasieren und Polieren verringern den Absorptionsgrad im Vergleich zur Referenzoberflächenbehandlung Sägen. Bei Verwendung von Glyceringel oder Immersionsöl zwischen Lichtleiter und Keramikprobe haben sich die Absorptionsgrade von allen Oberflächenstrukturen im Vergleich zu Luft als Zwischenmedium nochmals verringert.

3 Ergebnisse

Tabelle 6: Absorptionsgrad α der Keramikproben HT A 3 nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung und unterschiedlichen Medien zwischen Lichtleiter und Keramikprobe

Oberflächenbehandlung	Zwischenmedium	Absorptionsgrad α (\pm Standardfehler)	R ²
ohne	ohne	0,676 \pm 0,006	> 0,999
glasiert	ohne	0,674 \pm 0,006	> 0,999
poliert	ohne	0,659 \pm 0,006	0,997
ohne	Glyceringel	0,58 \pm 0,006	0,996
glasiert	Glyceringel	0,569 \pm 0,006	0,995
poliert	Glyceringel	0,578 \pm 0,006	0,998
ohne	Immersionsöl	0,562 \pm 0,006	0,997
glasiert	Immersionsöl	0,559 \pm 0,006	0,997
poliert	Immersionsöl	0,569 \pm 0,006	0,998

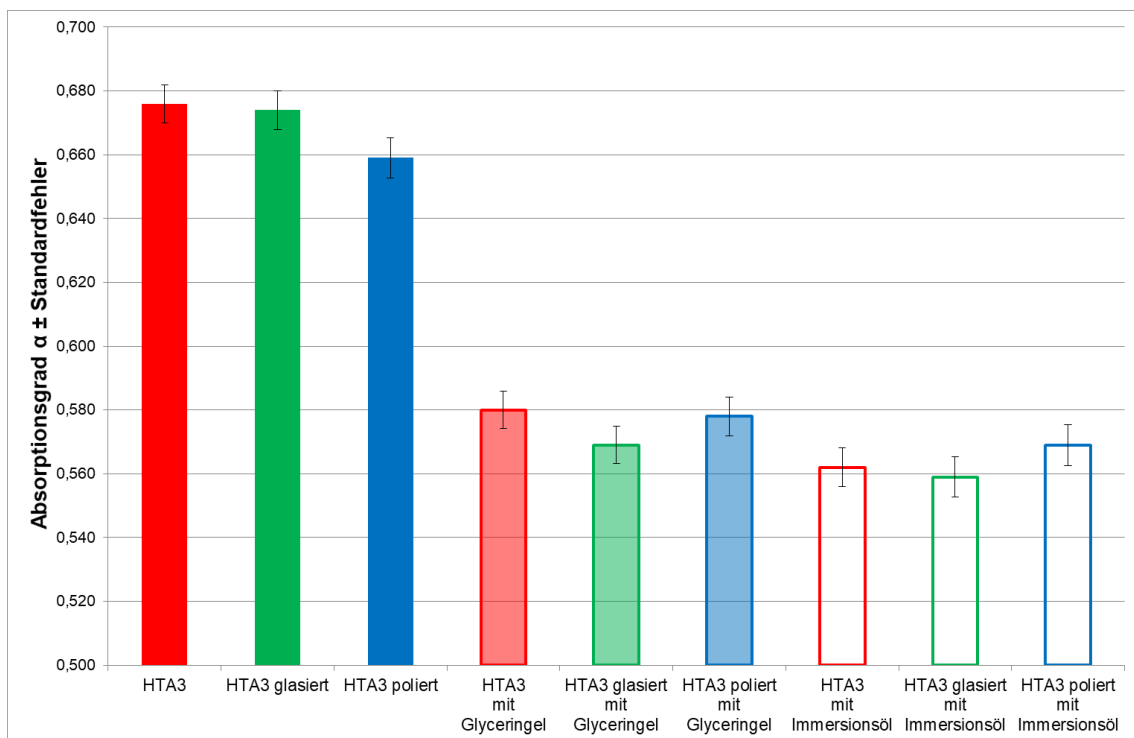


Abbildung 22: Absorptionsgrad α der HT A 3 Keramikproben nach unterschiedlicher Modifikation der Keramikoberfläche bzw. mit Verwendung von Glyceringel oder Immersionsöl zwischen Lichtleiter und Keramikprobe (zur besseren Darstellung der Gruppenunterschiede ist nur der Wertebereich zwischen 0,5 und 0,7 dargestellt)

3.7 Multiple lineare Regressionsanalyse des Transmissionsgrades der Keramikprobe HT A 3 in Abhängigkeit von der Oberflächenbehandlung und dem Zwischenmedium

Die Ergebnisse sind in der Tabelle 7 zusammengefasst. Im linearen Regressionsmodell wurde eine Güte von 0,999 (korrigiertes R^2) erreicht. Aufgrund von Heteroskedastizität der Residuen (Breusch-Pagan-Test: $p < 0,001$) wurden heteroskedastizitätskonsistente bzw. heteroskedastizitätsrobuste Schätzer verwendet. Es wurden Parameterschätzungen nach der HC3-Methode durchgeführt (Hayes und Cai 2007). Als Referenzkategorie wurde die Keramik HT A 3 mit gesägter Oberfläche (ohne Oberflächenbehandlung nach dem Sägen) und Luft zwischen Lichtleiter und Keramikprobe (ohne Zwischenmedium) gewählt.

Die multiple lineare Regressionsanalyse zeigt, dass die Schichtstärke, die unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen und Zwischenmedien einen Einfluss auf den Transmissionsgrad haben, $F(5, 102) = 19751,342$, $p < 0,001$, $n = 108$.

Der Anstieg der Schichtstärke führt in diesem Modell zu einem signifikanten positiven Effekt auf den dekadisch logarithmierten Kehrwert des Transmissionsgrades ($p < 0,001$). Der Transmissionsgrad ist signifikant geringer, je höher die Keramikschichtstärke ist.

Der Absorptionsgrad der glasierten Oberfläche und der Absorptionsgrad bei Belichtung durch die Zwischenmedien Glyceringel und Immersionsöl ist im Vergleich zum Absorptionsgrad bei gesägter Oberfläche, bzw. bei Belichtung ohne Zwischenmedium signifikant niedriger (jeweils $p < 0,001$).

Demgegenüber ist der Unterschied des Absorptionsgrades bei polierter Oberfläche von dem bei gesägter Oberfläche knapp nicht signifikant verschieden ($p = 0,051$).

Man kann am standardisierten Koeffizienten β sehen, dass die Schichtstärke den größten Einfluss auf den Transmissionsgrad hat. Absteigend folgen dann die Belichtung mit den Zwischenmedien Glyceringel und Immersionsöl und dann die unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen.

3 Ergebnisse

99,9 % der Streuung des Transmissionsgrades wird durch die 4 unabhängigen signifikanten Variablen erklärt, was nach Cohen (Cohen 1992) einem starken Effekt entspricht.

Tabelle 7: Multiple lineare Regressionsanalyse von $\log(\text{Transmissionsgrad}^{-1})$ in Abhängigkeit zur Oberflächenbehandlung und zum Zwischenmedium mit der Referenzkategorie HT A 3 (gesägt, ohne Zwischenmedium) (korrigiertes $R^2 = 0,999$)

Parameter	b	Std.-Fehler	β	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Konstante b_0	0,227	0,005		p < 0,001	0,216	0,237
Schichtstärke	0,251	0,001	0,998	p < 0,001	0,249	0,253
Oberfläche glasiert	0,031	0,005	0,024	p < 0,001	0,021	0,041
Oberfläche poliert	0,009	0,004	0,007	0,051	$-5,619 * 10^{-5}$	0,017
Zwischenmedium Glyceringel	0,051	0,005	0,040	p < 0,001	0,041	0,061
Zwischenmedium Immersionöl	0,059	0,005	0,046	p < 0,001	0,049	0,069

4 **Diskussion**

4.1 **Diskussion der Methodik**

4.1.1 **Problematik von In-vitro-Studien**

Der Transmissionsgrad von Lithium-Disilikat-verstärkter Keramik wurde in dieser Studie durch ein In-vitro-Verfahren untersucht. Der Vorteil dieses Vorgehens liegt in der Standardisierung von Untersuchungsbedingungen und in der Varianz von bestimmten Parametern, sodass auch extreme Bedingungen untersucht werden können. Die Ausrichtung des Lichtleiters bei der Belichtung der Keramikproben erfolgte immer parallel und mit sehr geringem Abstand zur Probenoberfläche. Dies entspricht nicht den klinischen Gegebenheiten. Häufig wird aufgrund der Anatomie des Zahnes und des Mundraumes in einem nicht idealen Winkel und in einem gewissen Abstand zur Restaurationsoberfläche belichtet. Außerdem sollte bedacht werden, dass in der Mundhöhle eine schlechte Sicht, ein räumlich eingegrenzter Arbeitsbereich und eine erschwerte Trockenlegung vorherrscht. In einer Studie von Price et al. wurden stark differierende Energiedichten von 2 – 12 J/cm² bei der Belichtung von Klasse-I-Kavitäten am oberen zweiten Molaren einer Phantomsimulationseinheit durch Zahnmedizinstudenten gemessen. Dies demonstriert den großen Einfluss der individuellen Positionierung des Lichtleiters. Bei einer Belichtung dieser Kavität in einem 45° Winkel sank die Energiedichte um 44 % (Price et al. 2010b).

4.1.2 **Herstellung der Keramikproben**

Für die Herstellung der untersuchten Keramikproben wurde die Lithium-Disilikat-verstärkte Keramik IPS e.max CAD aller Transluzenzstufen und Farben verwendet. Diese wird in der klinischen Anwendung durch ein CAD-/CAM-Verfahren subtraktiv für Zahnrestorationen verarbeitet und anschließend individuell bemalt, glasiert und kristallisiert. Die Herstellung planer Keramikproben mit einer definierten Oberfläche erfolgte in dieser Studie mit Hilfe eines Sägemikrotoms. Anschließend wurden die Keramikproben kristallisiert aber nicht bemalt oder glasiert. Plane Keramikproben mit einer standardisierten

Oberfläche sind ein bewährtes Mittel für In-vitro Studien zur Simulation von Restaurationen (Awad et al. 2015, Ilie und Stawarczyk 2014, Lee et al. 2011, Peixoto et al. 2007, Stawarczyk et al. 2016, Watts und Cash 1994). Nichtsdestoweniger sollte diskutiert werden, inwieweit plane Oberflächen mit den konvexen und konkaven Strukturen einer Kaufläche verglichen werden können. Solche Strukturen entsprechen Sammel- bzw. Zerstreuungslinsen und beeinflussen die Lichtstreuung und Reflexion maßgeblich. Außerdem führen Zahnhöcker zu vergrößerten Abständen vom Lichtleiter zur Restauration und zur Klebefuge des Befestigungskomposits. In weiteren Studien sollten Transmissionsmessungen mit simulierten CAD/CAM-Restaurationen untersucht werden, um klinisch relevantere Ergebnisse im Hinblick auf die Oberflächenstruktur und Oberflächengeometrie zu geben. Laut der Gebrauchsinformation des Herstellers werden für IPS e.max CAD Schichtstärken von 0,6 mm (Mindestschichtstärke eines Veneers) bis 1,5 mm (okklusaler und zirkulärer Bereich von Teil- und Vollkronen) empfohlen (Ivoclar Vivadent 2017). Die untersuchten Schichtstärken von 1,25 mm, 2,5 mm, 5 mm und 7,5 mm decken sicherlich die klinisch geforderten Schichtstärken von Keramikrestaurationen ab. Dennoch sollten in weiteren Studien auch Keramikproben geringerer Schichtstärke miteinbezogen werden.

Es sollte außerdem bedacht werden, dass der Transmissionsgrad von der Homogenität der Keramik abhängig ist. Poren und Mikrorisse führen abhängig von ihrer Größe zu Transmissionsminderungen. Gerade bei der Untersuchung von Keramikrestaurationen, die aus Schlickermassen modelliert werden, kommt es herstellungsbedingt zu Poren, Einschlüssen und weiteren Inhomogenitäten. CAD-/CAM-Keramiken sind aufgrund ihrer industriellen Fertigung äußerst homogen und eignen sich hervorragend für standardisierte Untersuchungen.

Um den Einfluss der Oberflächenbehandlung auf den Transmissionsgrad zu ermitteln, wurden zusätzlich Keramikproben mit einer glasierten und polierten Oberfläche hergestellt. Die Glasur erfolgte händisch, was zu einer nicht gleichmäßigen Schichtstärke der Glasur geführt hat. Dies könnte zu nicht reproduzierbaren Differenzen der Transmissionsmessungen geführt haben. Das

Polieren mit einer Nassschleifmaschine ist ein in der Literatur etabliertes Verfahren (Awad et al. 2015).

Der Einsatz eines Zwischenmediums zwischen Keramikoberfläche und Lichtleiter erfolgte in der Weise, dass der Lichtleiter gerade so die Keramikoberfläche nicht berührte und dieser Zwischenraum mit Glyceringel oder Immersionsöl gefüllt war. So gab es für das Polymerisationslicht keine zusätzliche Phasengrenze zwischen Luft und Zwischenmedium. Dies würde hingegen eher der klinischen Gegebenheit einer Keramikoberfläche, auf die Glyceringel appliziert wurde, widerspiegeln. Der Einfluss einer zusätzlichen Phasengrenze bei Belichtung in einem definierten Abstand müsste in weiteren Studien untersucht werden.

4.1.3 Messung des Transmissionsgrades

Die Messung von Spektren mit einer Ulbricht-Kugel und einem faseroptischen Spektralfotometer ist ein etabliertes Verfahren (Cook 1982). Brodbelt et al. unterscheiden zwischen totaler und direkter Transmission. Bei der Messung der direkten Transmission wird nur ungebrochenes Licht gemessen. Durch Nutzung einer Ulbricht-Kugel können auch gebrochene Lichtstrahlen (totale Transmission) gemessen werden. Bei 1 mm starker Sinterkeramik (Vita VMK 68) wurde ein direkter Transmissionsgrad von 0,09 % und ein totaler Transmissionsgrad von 22,66 % gemessen. Der größte Teil des transmittierten Lichtes wird gestreut. (Brodbelt et al. 1980). Der Einfluss der Streuung auf das Polymerisationsverhalten des Befestigungskomposits müsste in weiteren Studien noch untersucht werden.

Zwar werden in der Literatur auch Radiometer und Fotozellen zur Messung der Leistung eines Lichtpolymerisationsgerätes bzw. zu Transmissionsmessungen eingesetzt, doch liefern diese keine spektrale Analyse und könnten ohne vorgeschaltete Ulbricht-Kugel gestreutes Licht fehlerhaft detektieren. Letzteres könnte zu geringeren Transmissionsgraden führen (Jafari et al. 2018, Peixoto et al. 2007, Strang et al. 1987, Watts und Cash 1994).

Ohne die spektrale Analyse lassen sich jedoch keine Aussagen über die Kompatibilität des Spektrums des Lichtpolymerisationsgerätes und des Initiatorsystems des Komposits treffen (Santini et al. 2013). Einige Studien haben

bereits die Wichtigkeit der Kompatibilität von Initiatorsystem und Lichtpolymerisationsgerät beschrieben (Conte et al. 2017, Ilie und Hicel 2008, Park et al. 2011, Price und Felix 2009). Die Bedeutung des Spektrums für die Qualität der Polymerisation sollte neben der Strahlungsflussdichte immer mit untersucht werden.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Einfluss der Keramikschichtstärke auf den Transmissionsgrad und Anpassung an das Lambert-Beer'sche Gesetz

Mit Zunahme der Keramikschichtstärke kommt es zu einer exponentiellen Abnahme des Transmissionsgrades. Wie bereits in der Literatur beschrieben, hat den statistisch stärksten Einfluss auf den Transmissionsgrad die Keramikschichtstärke (O'Keefe et al. 1991, Pereira et al. 2015).

Oh et al. haben bei Transmissionsmessungen von IPS e.max CAD HT und LT A2 Keramikproben mit dem LED-Lichtpolymerisationsgerät Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) (ähnliches Spektrum wie Bluephase Style) wesentlich geringere Transmissionsgrade als in dieser Studie gemessen. Während sie einen Transmissionsgrad für die Keramikproben IPS e.max CAD HT A 2 (1 mm) von 15,5 % und für die Keramikprobe IPS e.max CAD LT A 2 (1 mm) von 11,5 % gemessen hatten, wurde in der vorliegenden Studie ein Transmissionsgrad von IPS e.max CAD HT A 2 (1,25 mm) von 31,75 % und von IPS e.max CAD LT A 2 (1,25 mm) von 22,3 % gemessen. Die Autoren weisen selbst darauf hin, dass ihre Messergebnisse niedriger sind als in vorhergehenden Studien berichtet worden war (Oh et al. 2018).

In einer Publikation von Stawarczyk et al. wurden keine Transmissionsgrade angegeben. Bei einer Strahlungsflussdichte von 1178 mW/cm^2 (Multi-Peak-LED-Lichtpolymerisationsgerät Valo (Ultradent)) im Standardmodus und einer durch 1 mm transmittierten Strahlungsflussdichte von 308 mW/cm^2 errechnet sich für die Keramik IPS e.max CAD LT A 2 ein Transmissionsgrad von 26,1 % (Stawarczyk et al. 2016). In der vorliegenden Studie wurde ein

Transmissionsgrad von IPS e.max CAD LT A 2 (1,25 mm) von 22,3 % gemessen.

Jafari et al. haben unter Verwendung des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent) und eines Radiometers Transmissionsgrade für IPS e.max CAD LT A 1 (1 mm) von 31,63 % und für IPS e.max CAD LT A 1 (2 mm) von 13,5 % gemessen (Jafari et al. 2018). In der vorliegenden Studie wurden etwas geringere Werte beobachtet, und zwar für IPS e.max CAD LT A 1 (1,25 mm) ein Transmissionsgrad von 23,3 % und für IPS e.max CAD LT A 1 (2,5 mm) von 8,2 %. Die Varianz der Transmissionsgrade der verschiedenen Studien könnte neben den unterschiedlichen Messverfahren (vor allem die Vernachlässigung der Messung stark gestreuten Lichtes ohne vorgeschaltete Ulbricht-Kugel), auch von den unterschiedlichen Spektren der Lichtpolymerisationsgeräte und den Oberflächenstrukturen der Keramikproben abhängen.

Die Kurvenanpassung der gemessenen Transmissionsgrade an das Lambert-Beer'sche Gesetz ist höchst signifikant und wurde bereits in anderen Studien verifiziert. In dieser Studie führt sie zu dem Schluss, dass 38 % des Lichtes an der Oberfläche reflektiert wurden. Watts und Cash kommen bei ihren unterschiedlichen „dentalen Biomaterialien“ zu Reflexionskonstanten von 30-90 % (Watts und Cash 1994). Ilie und Stawarczyk passen die Messungen nicht an den Transmissionsgrad, sondern an die Strahlungsflussdichte an. Dabei wird bei der Anpassung kein gemeinsamer Parameter für den Absorptionsgrad α für alle Gruppen bestimmt (Ilie und Stawarczyk 2014). Die Kurvenanpassungen von Peixoto et al. führen laut den Autoren auch zu dem Schluss, dass alle Keramikfarben einen gemeinsamen Absorptionsgrad, d. h. eine vergleichbare Reflexion und / oder Streuung an der Oberfläche, aufweisen (Peixoto et al. 2007).

Die Miteinbeziehung des Verlustes von Licht durch Reflexion und / oder Streuung wird nicht in allen Studien berücksichtigt. Chan und Boyer bestimmen den Extinktionskoeffizienten ε_k mit Hilfe einer linearen Regression aus dem Logarithmus des Transmissionsgrades und der Stärke der Keramikprobe ohne

Berücksichtigung der Reflexion an der Oberfläche (Schnittpunkt der Ordinatenachse) (Chan und Boyer 1989).

Pereira et al. haben den Transmissionsgrad von Lithiumdisilikat-verstärkter Keramik mit einem Multi-Peak LED-Lichtpolymerisationsgerät und mit einem Halogenlichtpolymerisationsgerät gemessen. Die exponentielle Abnahme des Transmissionsgrades erfolgte auch gemäß dem Lambert-Beer'schen Gesetz, wobei bei der nichtlinearen Kurvenanpassung auch kein gemeinsamer Absorptionsgrad α angewendet wurde (Pereira et al. 2015).

Bei Missachtung des Absorptionsgrads α (positiver Schnittpunkt mit der Ordinate des Logarithmierten Kehrwerts des Transmissionsgrades aufgetragen gegen die Keramikschichtstärke), kommt es bei der mathematischen Anpassung an das Lambert-Beer'sche Gesetz zwangsläufig zu falschen und höheren Extinktionskoeffizienten ε_k .

4.2.2 Einfluss der Transluzenz, der Helligkeitsstufen und der Farbe der Keramikproben auf den Transmissionsgrad

Bei Keramikproben mit dunkleren Helligkeitsstufen und geringerer Transluzenz kommt es zu einer statistisch signifikanten Abnahme des Transmissionsgrades. Die Beeinflussung der Farbe und Transluzenz keramischer Restaurationen wird durch Zugabe von Farbpigmenten, Trübungsmitteln und der Beeinflussung der unterschiedlichen Brechungsindizes ermöglicht. Der Unterschied in den Transluzenzstufen von IPS e.max CAD wird durch die Größe und Dichte der Lithiummetasilikatkristalle im präkristallisierten Zustand beeinflusst. Die kristallisierte High-Translucency-Keramik weist gestapelte große Lithiumdisilikatkristalle auf (1,5 x 0,8 μm), wohingegen die Low-Translucency-Keramik eine hohe Dichte von kleinen verzahnten Lithiumdisilikatkristallen aufweist (0,8 x 0,2 μm) (Denry und Holloway 2010).

In einer Studie von Ilie und Stawarczyk wurden Transmissionsgrade von Zirkoniumdioxidproben mit verschieden bemalter Farbe und Transluzenzstufen gemessen. Je dunkler und je opaker die Keramikproben sind, desto weniger Licht wird transmittiert (Ilie und Stawarczyk 2014). Auch Peixoto et al. haben eine signifikante Abnahme des Transmissionsgrades von Licht des

Halogenlichtpolymerisationsgerätes Optilux 401 von Duceram Glaskeramikproben zwischen den Helligkeitsstufen eines Farbtons gemessen. Die Transmissionsgrade wurden absteigend in den Farbtönen D 2, A 1, C 1 und B 1 gemessen (Peixoto et al. 2007). In der vorliegenden Studie wird am meisten Licht innerhalb einer Transluzenz- und Helligkeitsstufe absteigend in den Farbtönen BL 1, B 1, A 1, C 1 transmittiert.

In anderen Studien wurde bereits gezeigt, dass die einzelnen Transluzenzen, Farben und Helligkeitsstufen statistisch eine geringere Rolle in der Beeinflussung des Transmissionsgrades spielen als die Keramikschichtstärke (O'Keefe et al. 1991, Pereira et al. 2015). Dies konnte in der vorliegenden Studie anhand der standardisierten Regressionskoeffizienten (siehe Kapitel 3.4) bestätigt werden. Den stärksten Einfluss hat die Schichtstärke, dann folgt die Transluzenz, danach die Helligkeitsstufen und danach die Farbe.

Oh et al. konnten eine annähernd perfekte positive lineare Korrelation zwischen dem Transmissionsgrad (gemessen mit einer Spektralfotometereinheit) und dem Transluzenzparameter (gemessen mit einem Colorimeter) beschreiben. Sie empfehlen sogar Colorimetermessungen als methodisch einfachere Alternative zur Messung des Transmissionsgrades (Oh et al. 2018).

4.2.3 Spektrale Transmissionsrate

Mit zunehmender Wellenlänge wurde bei allen Keramikproben eine ansteigende lineare spektrale Transmissionsrate gemessen. Weiterhin führt eine Zunahme der Keramikschichtstärke zu einer grafischen Parallelverschiebung der spektralen Transmissionsrate nach unten. Genauso führen dunklere und opakere Keramikproben zu einer grafischen Parallelverschiebung nach unten. Dieser mit steigender Wellenlänge ansteigende Verlauf ist typisch für die spektrale Transmission von keramischen Werkstoffen. Auch die Parallelverschiebung der Kurven mit abnehmender Transluzenz und dunkleren Farbtönen konnte in der vorliegenden Studie bestätigt werden (Brodbelt et al. 1980, O'Keefe et al. 1991, Shiraishi und Watanabe 2016).

Die Transmissionsgrade von ausschließlich blauem (360 – 540 nm) Licht durch Lithium-Disilikat-verstärkte Keramik sind geringer als die von sichtbarem (400 – 700 nm) Licht.

Es wurde in einer anderen Studie der Transmissionsgrad von standardisiertem Licht einer Laborleuchte durch Keramikproben gemessen. Der Transmissionsgrad von sichtbarem Licht durch IPS e.max CAD HT Keramikproben betrug 44,7 %. Von blauem Licht betrug er nur 23,5 % (Liebermann et al. 2018). Auch die vorliegende Studie kann für IPS e.max CAD bestätigen, dass der Transmissionsgrad für größere Wellenlängen des Lichtes (roter Teil des Spektrums) höher ist als für kürzere Wellenlängen. Aus diesem Grund muss, um Aussagen über den Transmissionsgrad zu treffen, der emittierte Wellenlängenbereich des Lichtpolymerisationsgerätes beachtet werden.

Brodbelt et al. untersuchten unter anderem den Anteil der direkten Transmission (ohne Einfluss von Streuung) und totalen Transmission (Summe aus direkter Transmission und diffuser Transmission). Der Anteil der gemessenen direkten Transmission wird geringer bei niedrigerer Wellenlänge. Die Streuung ist geringer bei hoher Wellenlänge. Dieser Vorgang wird durch die Rayleigh Streuungsgleichung gestützt, die eine starke Streuung bei geringer Wellenlänge erklärt. Dies wiederum wird als Erklärung für den niedrigen Transmissionsgrad bei niedrigen Wellenlängen beschrieben (Brodbelt et al. 1980, Watts und Cash 1994).

Da weniger Licht niedriger Wellenlänge durch Lithium-Disilikat-verstärkte Keramik transmittiert wird, gilt umso mehr die Wichtigkeit einer hohen Strahlungsflussdichte des Lichtpolymerisationsgerätes im niedrigen Wellenlängenbereich für die Belichtung von Befestigungskompositen, die z. B. mit Hilfe von Ivocerin oder Lucirin TPO initiiert werden.

4.2.4 Einfluss der unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen und Zwischenmedien auf den Absorptionsgrad

Die unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen und Zwischenmedien führten bei der nichtlinearen Kurvenanpassung zu unterschiedlichen Absorptionsgraden α . Ohne eingebrachtes Zwischenmedium hatten polierte Keramikproben erwartungsgemäß einen niedrigeren Absorptionsgrad als unbehandelte Keramikproben. Bei Verwendung des Glyceringels war der Unterschied gering, bei Verwendung von Immersionsöl hatten die polierten Blöcke sogar einen höheren Absorptionsgrad (also eine geringere Lichtreflexion an der Oberfläche). Die statistische Auswertung fasst die Versuche ohne bzw. mit Zwischenmedium zusammen und weist für polierte Oberflächen einen geringfügig niedrigeren Absorptionsgrad aus als für unbehandelte Keramikproben (siehe Tabelle 7: $b = 0.009 \pm 0.004$). Dieser Unterschied liegt zwar in der erwartbaren Richtung, verfehlt aber geringfügig das Niveau statistischer Signifikanz ($p = 0,051$). Diese Ergebnisse könnten auf die Probenherstellung zurückzuführen sein: Die Proben wurden zunächst im teilkristallisiertem Zustand mit dem Sägemikrotom auf die benötigte Schichtstärke gesägt und anschließend kristallisiert. Möglicherweise tritt bei diesem Vorgang an der Oberfläche Glasmatrix aus und führt zu einer Glättung der Oberfläche. Dies ist anhand der Abbildungen 18 und 19 nachvollziehbar. Die anschließende Politur hat dann auf dieser Oberfläche feine Schleifspuren hinterlassen (siehe Abbildung 20), sodass der erwartete Effekt auf den Absorptionsgrad nicht nachweisbar war. Andererseits soll eine raue Oberfläche zu einer höheren Absorption des Lichtes führen, da durch die diffuse Reflexion („Streuung“) das Licht nochmals auf die Keramikoberfläche treffen kann und somit stärker absorbiert wird (Niu et al. 2019).

Die Glasur der Keramikproben führt zu einer weiteren Phasengrenze, die die Brechungseigenschaften verändert haben könnte und zu mehr Streuung führen müsste. Auch hier wurde ein statistisch signifikanter negativer Effekt auf den Absorptionsgrad α beobachtet.

Weitere Studien zum Einfluss der Rauigkeit einer Keramikprobe auf den Transmissionsgrad wurden bereits durchgeführt. So wurde kein statistisch

signifikanter Unterschied zwischen einer geätzten und einer polierten Oberfläche gemessen. Erst durch das Sandstrahlen mit Al_2O_3 oder Bearbeitung der Oberfläche mit einem Er-YAQ Laser konnte eine signifikante Abnahme des Transmissionsgrades gemessen werden (Ural et al. 2016). In einer weiteren Studie wurde der Transmissionsgrad von verschiedenen dentalen Materialien unterschiedlicher Oberflächenrauigkeit mit einem Spektralphotometer gemessen. Dabei wurde eine Gruppe poliert, eine mit 1200 Grit und eine andere mit 500 Grit Schleifpapier oberflächlich bearbeitet. Es konnte eine signifikante Abnahme des Transmissionsgrades bei raueren Oberflächen beschrieben werden (Awad et al. 2015).

Bei Verwendung von Glyceringel und Immersionsöl als Zwischenmedium kommt es wider Erwarten zu einer Abnahme des Absorptionsgrades.

Watts und Cash haben in ihrer Studie die Bedeutung der Oberfläche herausgearbeitet. Nichtsdestoweniger sind sie davon ausgegangen, dass bei Verwendung eines Zwischenmediums der Reflexionsgrad gesenkt werden sollte, der Absorptionsgrad steigen müsste. Diese Hypothese konnte in der vorliegenden Studie nicht verifiziert werden. Im Gegenteil wurde der Absorptionsgrad mit einem Zwischenmedium geringer (Watts und Cash 1994). Eine Erklärung dafür könnte sein, dass Glyceringel und Immersionsöl zwar als Zwischenmedium die Brechungseigenschaften der Keramikoberfläche ändert, aber dennoch die dünne Schicht des Zwischenmediums natürlich mehr Licht absorbiert als Luft. Generell sollten in weiteren Studien mit einem ähnlichen Versuchsaufbau sehr dünne Keramikproben untersucht werden, damit der Einfluss der Oberflächenbehandlung nicht so sehr von dem starken Faktor Schichtstärke beeinflusst werden kann. Außerdem könnte in weiteren Studien eine Rauheitsmessung in Kombination mit der Messung des Transmissionsgrades durchgeführt werden.

4.3 Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie konnte zeigen, dass bei der Belichtung von Lithium-Disilikat-verstärkter Keramik mit einem LED-Lichtpolymerisationsgerät sowohl die Schichtstärke, die Transluzenz, einige Farben, die Oberfläche der Keramikprobe als auch das Zwischenmedium zwischen Lichtleiter und Keramikoberfläche einen signifikanten Einfluss auf den Transmissionsgrad haben. Den statistisch stärksten Einfluss auf den Transmissionsgrad hat die Keramikschichtstärke. Dann folgen absteigend die Transluzenz, die Helligkeitsstufen und die Farben. Der Transmissionsgrad der Farben B und D unterscheidet sich nicht signifikant vom Transmissionsgrad der Farbe A. Demgegenüber weist die Keramik der Farbe Bleach einen signifikant höheren und die Keramik der Farbe C einen signifikant niedrigeren Transmissionsgrad auf. Auch der Einfluss der Oberflächenbehandlung und die Belichtung durch ein Zwischenmedium haben einen geringeren Einfluss als die Keramikschichtstärke. Die Abnahme des Transmissionsgrades mit zunehmender Keramikschichtstärke konnte durch das Lambert-Beer'sche-Gesetz beschrieben werden. Der Einfluss der Reflexion und / oder Streuung an der Oberfläche muss als der Parameter Absorptionsgrad α miteinbezogen werden. Dieser Absorptionsgrad α ist von der Oberflächenbehandlung der Keramikprobe und dem Medium zwischen Lichtleiter und Keramikoberfläche bei der Belichtung abhängig.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie könnten zur Abschätzung der notwendigen Belichtungszeit rein lichthärtender Befestigungskomposite bei Belichtung durch die Restauration verwendet werden. Der Faktor zur Verlängerung könnte durch die Multiplikation der nötigen Belichtungszeit mit dem Kehrwert des Transmissionsgrades berechnet werden. Damit sollte das indirekt belichtete Befestigungskomposit mit der gleichen Energiedichte belichtet werden, wie bei einer direkten Belichtung. Eine ähnliche Energiedichte sollte theoretisch zu einer ähnlichen Konversionsrate und zu ähnlichen Eigenschaften des polymerisierten Befestigungskomposites führen.

Demnach müsste z. B. die Belichtungszeit eines lichthärtenden Befestigungskomposites unter einer Restauration aus IPS e.max CAD Keramik HT A 3 mit einer Schichtstärke von 1,25 mm etwa um das 3,4-fache verlängert

werden, um dieselbe Konversionsrate, wie bei einer direkten Belichtung zu erreichen. Bereits bei einer Schichtstärke von 2,5 mm müsste die Belichtungszeit etwa um das 7,5-fache verlängert werden. Bei einer Schichtstärke von 5 mm bzw. 7,5 mm müsste die Belichtungszeit etwa um das 32,4-fache bzw. um das 130,9-fache verlängert werden.

Bei Verwendung einer weniger transluzenten LT A 3 Keramik mit einer Schichtstärke von 1,25 mm müsste dementsprechend die Belichtungszeit etwa um das 4,9-fache verlängert werden.

Bis zu einer Schichtstärke von 2,5 mm müsste die Verlängerung der Belichtungszeit eines Befestigungskomposites unter einer IPS e.max CAD HT Keramik etwa zwischen dem 2,4-fachen für HT BL 1 (1,25 mm) und dem 12,5-fachen für HT C 4 (2,5 mm) liegen. Bei Verwendung einer LT Keramik in diesem Schichtstärkebereich müsste die Verlängerung etwa zwischen dem 2,8-fachen für LT BL 1 (1,25 mm) und dem 32,8-fachen für LT C 4 (2,5 mm) liegen. Die Verlängerung der Belichtungszeit einer MO Keramik (laut Herstellerangaben vorwiegend als Gerüstkeramik empfohlen) mit einer Schichtstärke von 2,5 mm würde etwa das 107,3-fache betragen.

Bei höheren Schichtstärken und bei sehr opaken und dunklen Keramiken werden die verlängerten Belichtungszeiten klinisch nicht mehr praktikabel. Durch die langen Belichtungen könnte eine relativ hohe thermische Belastung für die Pulpa auftreten (Park et al. 2010).

In der klinischen Anwendung sollte der Behandler bei Restaurationen mit einem geringen Transmissionsgrad den Einsatz von dualhärtenden Befestigungskompositen erwägen.

Auch der Hersteller Ivoclar Vivadent empfiehlt, dass dualhärtende Befestigungskomposite für das adhäsive Befestigen von IPS e.max CAD Keramikrestaurationen mit einer Schichtstärke von größer als 2 mm und opaker, als High Translucency, verwendet werden sollten. Außerdem sollte zur Belichtung rein lichthärtender Befestigungskomposite ein Lichtpolymerisationsgerät, das eine Strahlungsflussdichte von über 1000 mW/cm² hat, verwendet werden und man sollte pro Millimeter

Restorationsschichtstärke mindestens zehn Sekunden länger belichten (Braziulis 2018).

Die vorhergehenden Annahmen setzen jedoch unausgesprochen voraus, dass eine identische Anzahl von freien Radikalen unter Verwendung verschiedener Kombinationen aus Strahlungsflussdichte und Belichtungszeit erzeugt werden und jede von ihnen eine identische Anzahl von Doppelbindungen umwandelt. Diese Hypothese wird in der Literatur als das Reziprozitätsgesetz bzw. Total-Energy-Konzept beschrieben (Feng et al. 2009). Die Gültigkeit des Reziprozitätsgesetzes wird jedoch in einigen Studien in Frage gestellt.

Asmussen und Peutzfeldt konnten zeigen, dass bei der Belichtung eines Komposits mit einer kurzen Belichtungszeit und mit einer hohen Strahlungsflussdichte die Lebensspanne der freien Radikale kürzer ist und es dadurch zu kürzeren Polymerketten mit höherer Quervernetzung kommt (Asmussen und Peutzfeldt 2001, Asmussen und Peutzfeldt 2003). Feng et al. haben in einer weiteren Studie gezeigt, dass das Reziprozitätsgesetz nicht für die Verkürzung der Belichtungszeit durch höhere Strahlungsflussdichten eines Plasmabogenlichtpolymerisationsgeräts im Vergleich zu einem Halogenlichtpolymerisationsgeräts oder LED-Lichtpolymerisationsgeräts gilt. Sie erklären diesen Effekt damit, dass bei kurzer Belichtungszeit mit einer hohen Strahlungsflussdichte die Lebensspanne von freien Radikalen geringer sei als bei einer langen Belichtungszeit mit einer geringeren Strahlungsflussdichte (Feng et al. 2009).

In einer weiteren Studie konnte für klinisch relevante Energiedichten (bei verschiedenen Kombinationen aus Strahlungsflussdichte und Belichtungszeit) ein signifikanter Einfluss der Strahlungsflussdichte auf die Konversionsrate und die mechanischen Eigenschaften eines Komposits beschrieben werden (Peutzfeldt und Asmussen 2005).

Nichtsdestoweniger haben Feng und Suh mit Hilfe dynamischer Differenzkalorimetrie verschieden zusammengesetzter experimenteller Komposite bei der Belichtung durch optische Filter gezeigt, dass das Reziprozitätsgesetz, abhängig von der Viskosität und der Anzahl an

Doppelbindungen, gültig sei. Die Anwendbarkeit des Reziprozitätsgesetzes konnte für Komposite mit einem Verhältnis von Oligomeren zu Monomeren von größer als sechs zu vier, einer Viskosität, die höher als 100 – 200 mPa * s ist, und die mehr als eine Doppelbindung pro Molekül haben, von den Autoren beschrieben werden (Feng und Suh 2007).

Auch in weiteren Studien konnte beschrieben werden, dass die Gültigkeit des Reziprozitätsgesetzes eines Komposites von der Viskosität, des Fülleranteils und der Füllerzusammensetzung abhängen (Hadis et al. 2011, Palagummi et al. 2020).

Es müsste in weiteren Studien vor allem in Bezug auf Belichtungen durch Restaurationen weitere Messungen zur Gültigkeit des Reziprozitätsgesetzes durchgeführt werden. Nur so kann pauschal empfohlen werden, dass der Verlust der Strahlungsflussdichte bei indirekter Belichtung durch die Erhöhung der Belichtungszeit um den Kehrwert des Transmissionsgrades kompensiert werden kann.

5 Zusammenfassung

Die vorliegende Studie untersucht den Transmissionsgrad von sichtbarem blauem Licht durch Lithium-Disilikat-verstärkte Keramik in Abhängigkeit von der Schichtstärke, Farbe und Transluzenz. Weiterhin wurde der Einfluss der Oberflächenbehandlung sowie des Zwischenmediums zwischen Lichtleiter und Keramikoberfläche untersucht.

Dazu wurden plane Keramikproben mit einer Schichtstärke von 1,25 mm, 2,5 mm, 5 mm, 7,5 mm der Lithium-Disilikat-verstärkten Keramik IPS e.max CAD und dem gesamten Spektrum an Transluzenzen, vorhandenen Farben und Helligkeitsstufen mit einem Sägemikrotom gesägt und anschließend kristallisiert. Außerdem wurden Keramikproben unterschiedlicher Schichtstärke der Farbe HT A 3 hergestellt, die anschließend glasiert und poliert wurden. Die Messung des Transmissionsgrades des Lichtes des LED-Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style erfolgte mit einem faseroptischen Spektrofotometer. Der Lichtleiter wurde jeweils so eingestellt, dass er die Oberfläche der Keramikproben bzw. der Ulbrichtkugel gerade eben nicht berührte. In dieser Weise, d. h. mit Luft als Zwischenmedium zwischen Lichtleiter und Keramikprobe, wurden alle Versuche zur Bestimmung des Einflusses von Keramikschichtstärke, -farbe und -transluzenz durchgeführt. Bei den Versuchen zum Einfluss der Oberflächenbehandlung wurden zusätzlich Messungen durchgeführt, bei denen der Zwischenraum zwischen Lichtleiter und Keramikoberfläche entweder mit Glyceringel oder Immersionsöl ausgefüllt war.

Für jede Schichtstärke, Transluzenz, Farbe und Helligkeitsstufe wurden drei Messungen durchgeführt und gemittelt. Je dicker, opaker und dunkler eine Keramikprobe ist, desto geringer ist ihr Transmissionsgrad.

Es wurde eine exponentielle Abnahme des Transmissionsgrades bei Zunahme der Keramikschichtstärke gemessen. Die Abnahme des Transmissionsgrades mit zunehmender Keramikschichtstärke konnte durch das Lambert-Beer'sche Gesetz beschrieben werden. Der Einfluss der Reflexion und / oder Streuung an der Oberfläche muss als der Parameter Absorptionsgrad α miteinbezogen werden. Dieser Absorptionsgrad α ist von der Oberflächenbehandlung der

Keramikprobe und dem Medium zwischen Lichtleiter und Keramikoberfläche bei der Belichtung abhängig.

Die Durchführung einer multiplen linearen Regressionsanalyse zeigt, dass die Schichtstärke, die Transluzenz, die Helligkeitsstufen und die Farben einen signifikanten Einfluss auf den Transmissionsgrad haben. Den stärksten Einfluss hat die Keramikschichtstärke, dann folgen absteigend die Transluzenz, Helligkeitsstufe und die Farben. Der Transmissionsgrad der Farben B und D unterscheidet sich nicht signifikant vom Transmissionsgrad der Farbe A. Demgegenüber weist die Keramik der Farbe Bleach einen signifikant höheren und die Keramik der Farbe C einen signifikant niedrigeren Transmissionsgrad auf.

Es wurde eine weitere multiple lineare Regressionsanalyse zum Einfluss der Oberflächenbehandlung und der Zwischenmedien durchgeführt.

Der Absorptionsgrad der glasierten Oberfläche und der Absorptionsgrad bei Belichtung durch die Zwischenmedien Glycerinöl und Immersionsöl ist im Vergleich zum Absorptionsgrad einer gesägten Oberfläche, bzw. bei Belichtung ohne Zwischenmedium signifikant niedriger. Demgegenüber ist der Unterschied des Absorptionsgrades der polierten Oberfläche zum Absorptionsgrad der gesägten Oberfläche bei Mittelung der Versuche ohne bzw. mit Zwischenmedien knapp nicht signifikant.

In der Praxis könnten bei Verwendung von rein lichthärtenden Befestigungskompositen die Belichtungszeiten mindestens um den Faktor des Transmissionsgrades erhöht werden. Eine solche Abschätzung setzt jedoch unausgesprochen die Gültigkeit des Reziprozitätsgesetzes voraus.

Je dicker, opaker und dunkler die Restauration ist, desto länger sollte belichtet werden. In der klinischen Anwendung sollte der Behandler bei Restaurationen mit einem geringen Transmissionsgrad den Einsatz von dualhärtenden Befestigungskompositen erwägen.

6 Literaturverzeichnis

Antonucci, J. M., Toth, E. E.: Extent of Polymerisation of Dental Resins by Differential Scanning Calorimetry. J Dent Res 62, 121-125 (1983)

Anusavice, K. J., Shen, C. H., Rawls, R.: Philips' Science of Dental Materials. Elsevier 12. Auflage (2011)

Asmussen, E., Peutzfeldt, A.: Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. J Dent Res 80, 1570-3 (2001)

Asmussen, E., Peutzfeldt, A.: Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. European Journal of Oral Sciences 111, 277-279 (2003)

Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., Ilie, N.: Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. J Prosthet Dent 113, 534-40 (2015)

Bowen, R., Marjenhoff, W.: Dental Composites/ Glas Inonomers: The Materials. Adv Dent Res 6, 44-49 (1992)

Braziulis, E.: Variolink Esthetic Wissenschaftliche Dokumentation (2018).
[online] <https://downloadcenter.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/28172/Variolink+Esthetic> [aufgerufen am 22.06.2021]

Brodbelt, R. H. W., O'Brien, W. J., Fan, P. L.: Translucency of Dental Porcelains. J Dent Res 59, 70-75 (1980)

- Brodbelt, R. H. W., O'Brien, W. J., Fan, P. L., Frazer-Dib, J. G., Yu, R.:* Translucency of Human Dental Enamel. *J Dent Res* 60, 1749-1753 (1981)
- Buonocore, M.:* A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 849-853 (1955)
- Calheiros, F. C., Daronch, M., Rueggeberg, F. A., Braga, R. R.:* Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. *Dent Mater* 30, 613-618 (2014)
- Callister, W.:* Material Science and Engineering. An introduction. Quebecor Versailles Salt Lake City (USA), 7. Auflage (2006)
- Chan, K. C., Boyer, D. B.:* Curing Light-activated Composite Cement through Porcelain. *J Dent Res* 68, 476-480 (1989)
- Cohen, J.:* Statistical Power Analysis. Current Directions in Psychological Science 1, 98-101 (1992)
- Conte, G., Panetta, M., Mancini, M., Fabianelli, A., Brotzu, A., Sorge, R., Cianconi, L.:* Curing effectiveness of single-peak and multi-peak led light curing units on tpo-containing resin composites with different chromatic characteristics. *ORAL & implantology* 10, 140-150 (2017)
- Cook, W.:* Spectral Distributions of Dental Photopolymerization Sources. *J Dent Res* 61, 1436-1438 (1982)
- Delgado, A. J., Castellanos, E. M., Sinhoret, M., Oliveira, D. C., Abdulhameed, N., Geraldeli, S., Sulaiman, T. A., Roulet, J. F.:* The Use of Different Photoinitiator Systems in Photopolymerizing Resin Cements Through Ceramic Veneers. *Oper Dent* 44, 396-404 (2019)

Denry, I., Holloway, J. A.: Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* 3, 351-368 (2010)

DeWald, J. P., Ferrance, J. L.: A Comparison of Four Modes of Evaluating Depth of Cure of Light-activated Composites. *J Dent Res* 66, 727-730 (1987)

Duret, F., Blouin, J.-L., Duret, B.: CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 117, 715-720 (1988)

Ernst, C.: Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation - State of the Art der Lichtpolymerisationstechniken, Teil I. *ZWR* 111, 239-248 (2002)

Federlin, M., Geurtsen, W., Haller, B., Schmalz, G.: Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers. *DZZ* 62, 612-614 (2007)

Feng, L., Carvalho, R., Suh, B. I.: Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent Mater* 25, 283-9 (2009)

Feng, L., Suh, B. I.: Exposure Reciprocity Law in Photopolymerization of Multi-Functional Acrylates and Methacrylates. *Macromol Chem Phys* 208, 295-306 (2007)

Ferracane, J. L., Aday, P., Matsumoto, H., Marker, V. A.: Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dent Mater* 2, 80-84 (1986)

Ferracane, J. L., Greener, E. H.: The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 20, 121-131 (1986)

Fischer, K., Bühler-Zemp, P., Völkel, T.: IPS e.max CAD Wissenschaftliche Dokumentation (2011). [online]

<https://downloadcenter.ivoclarvivadent.com/zoology-website/media/document/9794/IPS+e-max+CAD> [aufgerufen am 22.06.2021]

Frankenberger, R.: Adhäsiv-Fibel. spitta Verlag Balingen, 3. Auflage (2013)

Gonçalves, F., Kawano, Y., Pfeifer, C., Stansbury, J. W., Braga, R. R.: Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci* 117, 442-446 (2009)

Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N., Bonfante, E.: A new classification system for all-ceramic and ceramic like restorative materials. *Int J Prosthodont* 28, 227-235 (2015)

Hadis, M., Leprince, J. G., Shortall, A. C., Devaux, J., Leloup, G., Palin, W. M.: High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. *J Dent* 39, 549-557 (2011)

Hayes, A., Cai, L.: Using Heteroskedasticity-Consistent Standard Error Estimators in OLS Regression: An Introduction and Software Implementation. *Behavior research methods* 39, 709-22 (2007)

Hellwig, E.: Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag München, Auflage (2010)

Hickel, R., Kunzelmann, K.: Keramikinlays und Veneers. Hanser München Wien, 1. Auflage (1997)

- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., Rheinberger, V.:* A Comparison of the Microstructure and Properties of the IPS Empress2 and the IPS Empress Glass-Ceramics. *J Biomed Mater Res* 53, 297-303 (2000)
- Ilie, N., Hickel, R.:* Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? *Dent Mater J* 27, 221-228 (2008)
- Ilie, N., Stawarczyk, B.:* Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent* 42, 684-90 (2014)
- Ivoclar Vivadent:* Gebrauchsinformation IPS e.max CAD (2017). [online] https://www.ivoclarvivadent.com/de_DE/downloadcenter/#search-info-212=106007%2C1&details=20657 [aufgerufen am 22.06.2021]
- Jafari, Z., Alaghehmand, H., Samani, Y., Mahdian, M., Khafri, S.:* Light transmittance of CAD/CAM ceramics with different shades and thicknesses and microhardness of the underlying light-cured resin cement. *Restor Dent Endod* 43, e27-e27 (2018)
- Jobson, J. D.:* Applied Multivariate Data Analysis. Springer Texts in Statistics. Springer New York, 2. Auflage (1991)
- Kracek, F.:* The Binary System Li₂O–SiO₂. *J Phys Chem* 34, 2641-2650 (1929)
- Kwon, T., Rafat Bagheri, R., Kim, Y., Kim, K., Burrow, M.:* Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *J Investig Clin Dent* 3, 3-16 (2012)
- Lee, J. W., Cha, H. S., Lee, J. H.:* Curing efficiency of various resin-based materials polymerized through different ceramic thicknesses and curing time. *J Adv Prosthodont* 3, 126-131 (2011)

- Liebermann, A., Freitas Rafael, C., Colle Kauling, A. E., Edelhoff, D., Ueda, K., Seiffert, A., Maziero Volpato, C. A., Güth, J.-F.*: Transmittance of visible and blue light through zirconia. *Dent Mater J* 37, 812-817 (2018)
- Lutz, F., Phillips, R.*: A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 50, 480-488 (1983)
- McCluney, W.*: Introduction to Radiometry and Photometry Artech House Boston, London, Auflage (1994)
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y.*: A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 28, 44-56 (2009)
- Moraes, L. G. P., Rocha, R. S. F., Menegazzo, L. M., Arujo, E. B., Yukimitu, K., Moraes, J. C. S.*: Infrared Spectroscopy: A tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci* 16, 145-149 (2008)
- Moraes, R., Faria-e-Silva, A. L., Ogliari, F. A., Correr-Sobrinho, L., Demarco, F. F., Piva, E.*: Impact of immediate and delayed light activation on self-polymerization of dual-cured dental resin luting agents. *Acta Biomater* 5, 2095-2100 (2009)
- Mörmann, W., Brandestini, M., Lutz, F., Barbakow, F.*: Chair side computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 20, 329-339 (1989)
- Niu, C., Zhu, T., Lv, Y.*: Influence of Surface Morphology on Absorptivity of Light-Absorbing Materials. *International Journal of Photoenergy* 2019, 1476217 (2019)

- O'Keefe, K. L., Pease, P. L., Herrin, H. K.:* Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prosthet Dent* 66, (1991)
- Odian, G.:* Principles of polymerization. John Wiley & Sons Inc. Hoboken, 4. Auflage (2004)
- Oh, S., Shin, S.-M., Kim, H.-J., Paek, J., Kim, S.-J., Yoon, T. H., Kim, S.-Y.:* Influence of glass-based dental ceramic type and thickness with identical shade on the light transmittance and the degree of conversion of resin cement. *Int J Oral Sci* 10, 5-5 (2018)
- Palagummi, S. V., Hong, T., Wang, Z., Moon, C. K., Chiang, M. Y. M.:* Resin viscosity determines the condition for a valid exposure reciprocity law in dental composites. *Dent Mater* 36, 310-319 (2020)
- Park, H.-J., Son, S.-A., Hur, B., Kim, H.-J., Kwon, Y.-H., Park, J.-K.:* Effect of the difference in spectral outputs of the single and dual-peak LEDs on the microhardness and the color stability of resin composites. *J Kor Acad Cons Dent* 36, 108-113 (2011)
- Park, S.-H., Roulet, J. F., Heintze, S.:* Parameters Influencing Increase in Pulp Chamber Temperature with Light-curing Devices: Curing Lights and Pulpal Flow Rates. *Operative dentistry* 35, 353-61 (2010)
- Park, Y., Chae, K., Rawls, R.:* Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater* 15, 120-127 (1999)
- Peixoto, R., Paulinelli, V., Sander, H., Lanza, M., Cury, L., Poletto, L.:* Light transmission through porcelain. *Dent Mater* 23, 1363-1368 (2007)

- Pereira, C. N. d. B., Magalhães, C. S. d., Daleprane, B., Peixoto, R. T. R. d. C., Ferreira, R. d. C., Cury, L. A., Moreira, A. N.:* LED and Halogen Light Transmission through a CAD/CAM Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *Braz Dent J* 26, 648-653 (2015)
- Peutzfeldt, A., Asmussen, E.:* Resin Composite Properties and Energy Density of Light Cure. *Journal of Dental Research* 84, 659-662 (2005)
- Pfefferkorn, F., Blunck, U., Ilie, N.:* Northern Lights 2018 - Konsenssymposium über die Lichtdurchlässigkeit indirekter Restaurationsmaterialien und Bedeutung des Begriffs Bioaktivität. *Quintessence Zahnmedizin* 70, 22-24 (2018)
- Price, R., Fahey, J., Felix, C.:* Knoop hardness of five composites cured with single-peak and polywave LED curing lights. *Quintessence Int* 41, 884 (2010a)
- Price, R. B., Dérand, T., Sedarous, M., Andreou, P., Loney, R. W.:* Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent* 12, 320-327 (2000a)
- Price, R. B., McLeod, Felix, C. M.:* Quantifying Light Energy Delivered to a Class I Restoration. *J Can Dent Assoc* 76, 23-31 (2010b)
- Price, R. B., Whalen, J. M., Price, T. B., Felix, C. M., Fahey, J.:* The effect of specimen temperature on the polymerization of a resin-composite. *Dent Mater* 27, 983-9 (2011)
- Price, R. B. T., Felix, C. A.:* Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater* 25, 899-908 (2009)

- Price, R. B. T., Murphy, D. G., Dérand, T.:* Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int* 31, 659-667 (2000b)
- Rueggeberg, F. A.:* Determination of resin cure using infrared analysis without an internal standard. *Dent Mater* 10, 282-286 (1994)
- Rueggeberg, F. A., Caughman, W. F.:* The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent* 18, 48-55 (1993)
- Rueggeberg, F. A., Craig, R. G.:* Correlation of Parameters used to Estimate Monomer Conversion in a Light-cured Composite. *J Dent Res* 67, 932-937 (1988)
- Rueggeberg, F. A., Daronch, M., Browning, W. D., De Goes, M.:* In vivo temperature measurement: tooth preparation and restoration with preheated resin composite. *J Esthet Restor Dent* 22, 314-22 (2010)
- Rueggeberg, F. A., Marcelo, G., Cesar, A., Price, R.:* Light curing in dentistry and clinical implications: A literature review. *Braz Dent J* 31, (2017)
- Ruyter, I. E., Øysæd, H.:* Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand* 40, 179-192 (1982)
- Ruyter, I. E., Øysæd, H.:* Conversion in denture base polymers. *J Biomed Mater Res* 16, 741-754 (1982)
- Santini, A., Gallegos, I. T., Felix, C. M.:* Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J* 2, 30-33 (2013)

- Shiraishi, T., Watanabe, I.:* Thickness dependence of light transmittance, translucency and opalescence of a ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite for dental applications. *Dent Mater* 32, 660-667 (2016)
- Shortall, A. C., Wilson, H. J., Harrington, E.:* Depth of cure of radiation - activated composite restoratives- Influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil* 22, 337-342 (1995)
- Stansbury, J. W., Dickens, S. H.:* Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater J* 17, 71-79 (2001)
- Stawarczyk, B., Awad, D., Ilie, N.:* Blue-Light Transmittance of Esthetic Monolithic CAD/CAM Materials With Respect to Their Composition, Thickness, and Curing Conditions. *Oper Dent* 41, 531-540 (2016)
- Strang, R., McCrosson, J., Muirhead, G. M., Richardson, S. A.:* The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. *Br Dent J* 163, 149-151 (1987)
- Todd, J.-C., Völkel, T.:* Bluephase Style Wissenschaftliche Dokumentation (2018). [online] <https://downloadcenter.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/12763/Bluephase+Style+Linie> [aufgerufen am 22.06.2021]
- Ural, Ç., Duran, İ., Evmek, B., Kavut, İ., Cengiz, S., Yuzbasioglu, E.:* Light transmittance and surface roughness of a feldspathic ceramic CAD-CAM material as a function of different surface treatments. *BMC Oral Health* 17, 16 (2016)
- Watts, D. C., Cash, A. J.:* Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dent* 22, 112-117 (1994)

Weißbach, W., Dahms, M., Jaroschek, C.: Werkstoffkunde- Strukturen, Eigenschaften, Prüfung Springer Verlag Auflage (2015)

Yang, B., Huang, Q., Holmes, B., Guo, J., Li, Y., Heo, Y., Chew, H. P., Wang, Y., Fok, A.: Influence of curing modes on the degree of conversion and mechanical parameters of dual-cured luting agents. *J Prosthodont Res* 64, 137-144 (2020)

7 Appendix

I Abkürzungsverzeichnis

BisGMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylats
bzw.	beziehungsweise
CQ	Kampherchinon
cm ⁻¹	inverser Zentimeter
d. h.	das heißt
HT	High Translucency
IR	Infrarot
J/cm ²	Joule pro Quadratmeter
log()	dekadischer Logarithmus von ()
LT	Low Translucency
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
mPa * s	Millipascalsekunde
MT	Middle Translucency
MO	Middle Opacity
mW/cm ²	Milliwatt pro Quadratmeter
nm	Nanometer
PMMA	Polymethylmethacrylat
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
REM	Rasterelektronenmikroskop
s	Sekunde
Std.-Fehler	Standardfehler
usw.	und so weiter
z. B.	zum Beispiel

II Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Emissionsspektrum des Multi-Peak-LED-Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style (Ivoclar Vivadent) des Single-Peak-LED-Lichtpolymerisationsgerätes Elipar FreeLight 2 (3M ESPE) und des Halogenlichtpolymerisationsgerätes Astralis 10 (Ivoclar Vivadent)	7
Abbildung 2: Emissionsspektrum des LED-Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style	16
Abbildung 3: Messapparatur zur Bestimmung des Transmissionsgrades (die Abbildung zeigt den Zustand bei Messung der Referenzspektren, d. h. ohne Keramikprobe zwischen Lichtleiter und Ulbricht-Kugel)	19
Abbildung 4: Strahlungsflussdichte von Bluephase Style (I_0) mit Regressionsgerade und transmittierte Strahlungsflussdichten (I) der Keramikproben HT A 1 – 3 mit 2,5 mm Schichtstärke	21
Abbildung 5: Transmissionsgrade der Keramik HT A 1 – 4	22
Abbildung 6: $\log(\text{Transmissionsgrad}^{-1})$ aufgetragen gegen die Schichtstärke der Keramik HT A 1 – 4 (für jede Helligkeitsstufe ist die lineare Regression eingezeichnet)	23
Abbildung 7: Nichtlineare Kurvenanpassung für den Transmissionsgrad der Keramik HT A 1 – 4 (der Absorptionsgrad α wurde als gemeinsamer Parameter angesetzt)	25
Abbildung 8: Transmissionsgrade [%] bei einer Keramikschichtstärke von 1,25 mm (Mittelwerte \pm Standardfehler)	30
Abbildung 9: Transmissionsgrade [%] von sichtbarem blauem Licht des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style durch IPS e.max-CAD (Mittelwerte)	30
Abbildung 10: Spektrale Transmissionsrate der Keramik HT A in den Helligkeitsstufen 1 – 4 und in den Schichtstärken 1,25 mm – 7,5 mm	32
Abbildung 11: Spektrale Transmissionsrate der Keramik HT A, HT B, HT C in den Helligkeitsstufen 1 – 4 und in der Schichtstärke 1,25 mm	32
Abbildung 12: Spektrale Transmissionsrate der Keramik HT, MT und LT der Farbe A in den Helligkeitsstufen 1 – 4 und in der Schichtstärke 1,25 mm	33

Abbildung 13: $\log(\text{Transmissionsgrad}^{-1})$ aufgetragen gegen die Schichtstärke der Keramik HT A 1 – 4 (für jede Helligkeitsstufe ist die lineare Regression eingezeichnet)	36
Abbildung 14: Nichtlineare Kurvenanpassung für den Transmissionsgrad der Keramik HT A 1 – 4	37
Abbildung 15: Nichtlineare Kurvenanpassung für den Transmissionsgrad der Keramik HT B 1 – 4	37
Abbildung 16: Nichtlineare Kurvenanpassung für den Transmissionsgrad der Keramik HT C 1 – 4	38
Abbildung 17: Berechnete Werte der „reinen“ Transmissionen TK_{er} [%] für alle Schichtstärken, Transluzenzstufen, Farben und Helligkeitsstufen	38
Abbildung 18: REM-Aufnahme (500x) einer mit dem Sägemikrotom gesägten Keramikprobe	41
Abbildung 19: REM-Aufnahme (500x) einer mit dem Sägemikrotom gesägten und kristallisierten Keramikprobe	41
Abbildung 20: REM-Aufnahme (500x) einer mit Nassschleifpapier polierten Keramikprobe	42
Abbildung 21: REM-Aufnahme (500x) einer glasierten Keramikprobe	42
Abbildung 22: Absorptionsgrad α der HT A 3 Keramikproben nach unterschiedlicher Modifikation der Keramikoberfläche bzw. mit Verwendung von Glycerinöl oder Immersionsöl zwischen Lichtleiter und Keramikprobe (zur besseren Darstellung der Gruppenunterschiede ist nur der Wertebereich zwischen 0,5 und 0,7 dargestellt)	44

III Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Standard–Zusammensetzung von IPS e.max CAD [Gewichts-%]... 15	15
Tabelle 2: Physikalische Eigenschaften von IPS e.max CAD..... 15	15
Tabelle 3: Transmissionsgrade [%] von sichtbarem blauem Licht des Lichtpolymerisationsgerätes Bluephase Style durch IPS e.max CAD (Mittelwert ± Standardabweichung)..... 28	28
Tabelle 4: Ergebnis der nichtlinearen Kurvenanpassung und berechnete Transmissionsgrade innerhalb der Keramik <i>TKeramik</i> 34	34
Tabelle 5: Multiple lineare Regressionsanalyse von $\log(\text{Transmissionsgrad}^{-1})$ in Abhängigkeit zur Schichtstärke, Transluzenz, Farbe und Helligkeitsstufe mit der Referenzkategorie HT A 3 (korrigiertes $R^2 = 0,941$) 40	40
Tabelle 6: Absorptionsgrad α der Keramikproben HT A 3 nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung und unterschiedlichen Medien zwischen Lichtleiter und Keramikprobe 44	44
Tabelle 7: Multiple lineare Regressionsanalyse von $\log(\text{Transmissionsgrad}^{-1})$ in Abhängigkeit zur Oberflächenbehandlung und zum Zwischenmedium mit der Referenzkategorie HT A 3 (gesägt, ohne Zwischenmedium) (korrigiertes $R^2 = 0,999$) 46	46

IV Formelverzeichnis

(1)	$DC = 100 * \frac{1 - \left(\frac{\text{peak}(1637\text{cm}^{-1})}{\text{peak}(1608\text{cm}^{-1})}\right)_{\text{belichtet}}}{\left(\frac{\text{peak}(1637\text{cm}^{-1})}{\text{peak}(1608\text{cm}^{-1})}\right)_{\text{unbelichtet}}}$	11
(2)	$T = \frac{I}{I_0}$	21
(3)	$\log \frac{1}{T} = \varepsilon * c * d$	22
(4)	$\rho = \frac{I_{Ref}}{I_0}$	23
(5)	$\alpha = \frac{I_{Absorp}}{I_0} = \frac{I_0 - I_{Ref}}{I_0} = 1 - \rho$	24
(6)	$T_{ges} = \alpha * T_{Ker}$	24
(7)	$T_{ges} = \alpha * 10^{-\varepsilon_k * d}$	24
(8)	$y_i = b_0 + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_kx_k + \varepsilon_i \quad i = 1; 2; \dots; n$	26

V Herstellerverzeichnis

Cyanacrylat-Sekundenkleber	Sekundenkleber Renfert 17332050 78247 Hilzingen Deutschland
Einbettkunststoff	Palapress LOT R010033 Heraeus Kulzer GmbH 63450 Hanau Deutschland
Epoxidharz	RenCast CW 2215 AC06483707 Ren HY 5162, Härter AA90400400 Gößl Pfaff GmbH 85123 Karlskron Germany
Faseroptisches Fotospektrometer	HR-2000 Ocean Optics Inc. 33777 Largo Florida, USA
Glasurmasse	Crystall. Glaze LOT Y52105 Ivoclar Vivadent AG 9494 Schaan Lichtenstein

Graphitkleber	Planocarbon N650 Plano GmbH 35578 Wetzlar Deutschland
Glyceringel	Airblock 60615300 Dentsply De Trey GmbH 78467 Konstanz Deutschland
Immersionsöl	Immersol 518 F 140911 Carl Zeiss AG 73447 Oberkochen Deutschland
Keramik	IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent AG 9494 Schaan Lichtenstein
Lichtpolymerisationsgeräte	Bluephase Style SN 1100025715, REF# 635153BE Ivoclar Vivadent AG 9494 Schaan Lichtenstein

	Elipar FreeLight 2 SN 939820015945 3M ESPE 82229 Seefeld Deutschland
	Astralis 10 SN 000013 Ivoclar Vivadent AG 9494 Schaan Lichtenstein
Rasterelektronenmikroskop	DSM 940 Carl Zeiss AG 73447 Oberkochen Deutschland
Sägemikrotom	SP 1600 Leica GmbH 35578 Wetzlar Deutschland
Sputtergerät	K 550 Emitech GmbH 65232 Taunusstein Deutschland
Stiftprobenteller	Artikel G301 Plano GmbH 35578 Wetzlar Deutschland

Ulbricht-Kugel

FOIS – 1

Ocean Optics Inc.

33777 Largo

Florida, USA

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. med. dent. Norbert Hofmann für die Überlassung des Dissertationsthemas, für die Betreuung und für die Hilfestellung beim Umsetzen der Arbeit.

Herrn Dr. med. dent. Alexander Winkler danke ich für die Unterstützung bei der Anfertigung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen.

Für die statistische Beratung danke ich Frau Olga Miljukov.