

Einfluss von Befestigungsmaterialien auf die optischen Eigenschaften vollkeramischer Restaurationen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Natalia Kaschuba, geb. Pavlova

aus Sankt-Petersburg / Russland

2020

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter*in: PD Dr. rer. nat. Jörg Meister

Tag der Mündlichen Prüfung: 28.10.2020

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

In Liebe und Dankbarkeit meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	7
1.	Einleitung	9
1.1	Optische Eigenschaften natürlicher Zähne	10
1.2	Dentale Keramiken - werkstoffkundliche Übersicht	12
1.2.1	Silikatkeramiken	13
1.2.2	Oxidkeramiken	15
1.3	Herstellung vollkeramischer Restauration	16
1.4	Eingliederung vollkeramischer Restauration	17
1.4.1	Konventionelle Befestigung	17
1.4.2	Befestigung mit Befestigungskompositen	17
1.5	Ästhetik	19
1.6	Optische Eigenschaften restaurativer Materialien	20
1.6.1	Absorption und Streuung	21
1.7	Ziel der Arbeit	23
2.	Materialien und Methoden	24
2.1	Auswahl der verwendeten Materialien	24
2.1.1	Feldspatkeramik	24
2.1.2	Befestigungsmaterialien	24
2.2	Herstellung der Probekörper	27
2.2.1	Herstellung der Basiskörper (Keramikbasis)	27
2.2.2	Herstellung der Probekörper	27
2.3	Lichtquellen	29
2.3.1	Das Kalibrieren der Laser	29
2.4	Messaufbau	29
2.5	Ablauf der laseroptischen Untersuchungen	32
2.5.1	Methode zur Bestimmung der Halbwertsbreiten	34
2.6	Leistungsmessungen	37
2.6.1	Methode zur Auswertung der Leistungsmessungen	38
2.7	Erfassung von Daten und statistische Auswertung	40

3.	Ergebnisse	41
3.1	Ergebnisse der Leistungsmessungen	41
3.2	Ergebnisse der Intensitätsmessungen und Halbwertsbreiten	42
4.	Diskussion	61
4.1	Bewertung der Methode, Fehleranalyse	61
4.2	Diskussion der Ergebnisse	62
4.2.1	Betrachtung der Intensität-und Leistungsmessungen	62
4.2.2	Betrachtung der Streuverhältnisse	64
4.3	Klinische Relevanz	66
5.	Zusammenfassung	68
6.	Abbildungsverzeichnis	70
7.	Tabellenverzeichnis	72
8.	Literaturverzeichnis	73
9.	Danksagung	81

Abkürzungsverzeichnis

Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
b. E.	beliebige Einheiten
Bis-GMA	Bisphenol-A-(di)-methacrylat
B ₂ O ₃	Bortrioxid
CAD	Computer aided design
CAM	Computer aided manufacturing
CeO ₂	Cerdioxid
dB/km	Dezibel pro Kilometer
FWHM	Full width at half maximum (Halbwertsbreite)
Gew.-%	Gewichtsprozent
Gl.	Gleichung
HEMA	Hydroxy-ethyl-methacrylat
kW	Kilowatt
LED	Lichtemittierende Diode
META	Metacryloxyethyltrimellithsäureanhydrid
MDP	Methacryloyloxy-Decyl-Dihydrogen-Phosphat
MPa	Megapaskal
Mol-%	Molprozent
mJ	Millijoule
mW/cm ²	Milliwatt pro Quadratcentimeter
nW	Nanowatt
Nd:YVO ₄	Neodymium-Yttrium-Vanadat
NIR	Nahinfrarot
P ₂ O ₅	Phosphorpentoxid
SD	Standardabweichung
TEGDMA	Triethylen-glycol-dimethacrylat
UDMA	Urethan-di-methacrylat
UV	Ultraviolettstrahlung
Vol.-%	Volumprozent
W	Watt

Y_2O_3

Yttriumoxid

 ZrO_2

Zirkoniumdioxid

3Y-TZP

mit 3 Mol-% Y_2O_3 -dotiertes tetragonales polykristallines Zirkonoxid

1. Einleitung

Der Wunsch des Patienten nach einem individualisierten, natürlich aussehenden Zahnersatz stellt eine Herausforderung für den Behandler dar. Laut der wissenschaftlichen Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (am 13. April 2010 wurde der Name in „Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V.“ geändert) zeichnen sich vollkeramische Restaurationen durch eine exzellente Ästhetik aus und werden für Rekonstruktionen von kosmetischen sowie funktionalen Defiziten der Zahnhartsubstanz im Rahmen sowohl unterschiedlicher prothetischer als auch therapeutischer Maßnahmen eingesetzt. In den vergangenen Jahren ist die Prävalenz von metallfreien Zahnversorgungen aufgrund anhaltenden Strebens nach individueller Ästhetik maßgeblich gestiegen (Kern und Pospiech, 2016). Darüber hinaus ist das industrielle Angebot an neuen Vollkeramiksystemen auffallend hoch. Dies hatte in der Konsequenz eine Auswirkung auf das Indikationsspektrum der vollkeramischen Zahnversorgungen. Die Erweiterung des Indikationsspektrums und das Vorliegen von klinischen Langzeituntersuchungen tragen zu einer Etablierung der vollkeramischen Restaurationen als Routinetherapie in der Praxis bei (Lauer und Weigl, 2005).

Das von der Natur geschaffene Aussehen der Zähne ist durch Farbe, Transluzenz, Opazität und andere optische Phänomene, wie Opaleszenz und Fluoreszenz, bestimmt und prägt sich in deren Kombination aus. Die Wiedergabe dieser Effekte ermöglicht einen unsichtbaren Übergang vom natürlichen Zahn zur Restauration. So beruht die Auswahl von restaurativen Materialien auf Grundkenntnissen der optischen Eigenschaften von natürlichen Zähnen. Die Implementierung dentaler Keramik als vollwertiges Restaurationsmaterial erforderte eine Etablierung entsprechender Befestigungstechnik, die einerseits unzureichende mechanische Eigenschaften ausgleicht und andererseits optische Charakteristika unterstützt.

Ein vorhersagbares Ergebnis in Bezug auf die Ästhetik ist nur dann möglich, wenn die optischen Wechselwirkungen aller Komponenten der Restauration voraussehbar werden. Korrelationen der Lichtverhältnisse zwischen Keramik, Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz sind gegenwärtig Schwerpunkt verschiedener Studien.

1.1 Optische Eigenschaften natürlicher Zähne

Der Zahn kann als ein komplexes optisches System betrachtet werden. Die geschichtete Struktur der Zahnhartsubstanz weist unterschiedliche, sich auf die Optik auswirkende Charakteristika auf. Durch den Schmelz eintretende Lichtbündel werden an der Oberfläche reflektiert, gebrochen, gebeugt, teilweise absorbiert und gestreut, bis sie die Schmelz–Dentin-Grenze erreichen. Im Schmelz ist der Absorptionsanteil wesentlich geringer als im Dentin. Aufgrund der Strukturelemente - der Schmelzprismen, die lichtleitend und auch lichtbrechend sind (Dispersion, d.h. die Aufspaltung des Lichtes in seine Spektralanteile), weist diese Schicht einen hohen Anteil an Transmission auf (Altschuler und Grisimov, 1989).

Das Dentin ist die farbgebende Schicht. Hier wird der transmittierte Lichtanteil weiter gebrochen, selektiv absorbiert und zurückreflektiert. Das lichtleitende Vermögen des Dentins ist, bedingt durch die chemische Zusammensetzung, geringer im Vergleich zum Schmelz. Der höhere Anteil der organischen Komponente bewirkt eine Verstärkung der Absorption des eintretenden Lichtes, was einen Einfluss auf die Zusammensetzung der zurückreflektierten Lichtbestandteile zur Folge hat. Die Intensität der Dentinfarbe ist wiederum von der Schmelzschichtstärke abhängig. Die optische Besonderheit von Dentin ist vornehmlich die Streuung, wobei peritubuläres Dentin lichtleitende Charakteristika aufweist. Letztlich gelangt ein geringer Anteil des Lichtes in die Zahnpulpa (Moritz, 2006). Der gesamte optische Eindruck des Zahnes wird zusätzlich von Schmelzrisen, Oberflächenmorphologie, Dicke der Schmelzschicht, Mineralisationsgrad und Verfärbungen verschiedenster Art beeinflusst (Gehre, 2005).

Die Interaktion zwischen dem einfallenden Licht und dem Objekt steht im Mittelpunkt aller optischen Effekte. Ferner ergibt sich die Farbwirkung eines Objektes aus dem Zusammenspiel bzw. der Wechselwirkung von einfallender Strahlung und den Materialeigenschaften. Das sichtbare Licht ist ein Teilbereich des elektromagnetischen Spektrums. So nimmt das menschliche Auge die Wellenlängen des sichtbaren Spektrums im Bereich zwischen ca. 380 nm und 780 nm wahr. In Abhängigkeit von ihrer atomaren Zusammensetzung reflektieren sowie absorbieren die physikalischen Körper das Licht spezifisch. Das Auge vermittelt eine subjektive Wahrnehmung des vom Objekt reflektierten Anteils des sichtbaren Spektrums. Die Bestimmung der Zahnfarbe ist folglich ein

komplexer Vorgang, welcher mit Hilfe von verschiedenen Methoden realisiert werden kann (Chu et al., 2010). Zur Verfügung stehende Farbsysteme basieren auf drei physikalischen Merkmalen, wie Farbton, Helligkeit und Farbintensität (Lehmann und Scheller, 2013). Die Anpassung der Farbeindrücke restaurativer Materialien zu Farbeindrücken von natürlichen Zähnen erfolgt mittels zugefügter Farbpigmente, meist brennfeste Metalloxide.

Die Lichtquelle ist dabei ein entscheidender Faktor bei der Farbauswahl. Das Licht eines thermischen Strahlers hoher Temperatur (weißglühend) bewirkt eine verbesserte Farbbestimmung als das LED-Licht oder das Tageslicht (Chitrarsu et al., 2019). Der UV-Anteil im Tageslicht bewirkt im Zahngewebe die Fluoreszenz - eine spezielle Eigenschaft der Materie. Durch energiereiche Strahlung angeregte Moleküle emittieren geringere Lichtenergie zurück (Rotverschiebung). Unter Tageslicht erscheinen natürliche Zähne deshalb hell-gelblich, rötliche Wirkung ist unter Kunstlicht zu beobachten (Reise, 2005). Selten-Erdelemente wie Cer, Europium und Ytterbium steuern beispielsweise dieses Phänomen in keramischen Materialien. Kürzere Wellenlängen des Spektrums (blau) werden im Zahnschmelz gestreut und reflektiert während längere Wellenlängen (rot) eher transmittiert werden. Dieses Phänomen wird als Opaleszenz bezeichnet. Spezifisch dafür ist ein bläuliches Erscheinen des Schmelzes im Auflicht und rötlich-gelblicher Eindruck im Durchlicht (Gehre, 2005; Ludwig, 2005).

Durch die Transluzenz und die Opazität wird eine reduzierte Lichtdurchlässigkeit eines Stoffes charakterisiert. Mikrostrukturelle Komponenten inhomogener Stoffe können durch Absorption, Brechung und Streuung an den Strukturgrenzen das durchgehende Licht um einen gewissen Grad schwächen. Als opak gilt ein Material, in dem der größere Anteil des Lichtes abgeschwächt wird. Zahnschmelz lässt einen größeren Teil des Lichtes durch und weist dementsprechend eine hohe Transluzenz auf, im Gegensatz zum Dentin, in dem transmittiertes Licht diffus gestreut und absorbiert wird (Gehre, 2005).

Alle oben genannten Eigenschaften sind als Kriterien bei der Individualisierung von u.a. Kronen, Teilkronen und Veneers zu berücksichtigen. Die Vielfalt der zahnmedizinischen Werkstoffe erlaubt heutzutage passende Lösungen für jede bestimmte klinische Situation.

1.2 Dentale Keramiken – werkstoffkundliche Übersicht

Eine Unterteilung der zahnmedizinisch eingesetzten Keramiken erfolgt nach dem Anwendungszweck, der physikalisch-chemischen Natur sowie dem Verarbeitungsprozess. Zweckmäßig lassen sich Keramiken in ästhetische Keramiken (Feldspatkeramiken, Glaskeramiken) und Gerüstkeramiken gliedern.

Die Eigenschaften von Keramiken sind von ihrer chemischen Zusammensetzung abhängig. Infolgedessen hat sich eine Klassifikation von keramischen Werkstoffen etabliert (Lohbauer et al., 2018):

- Silikatkeramiken (Feldspatkeramiken, Glaskeramiken),
- Oxidkeramiken und
- Verbundkeramiken

Dentale Keramiken haben sich in Bezug auf verschiedene Aspekte, wie u. a. Langzeiterfahrungen, Wiedergabe der Farbe, Oberflächentextur und Morphologie der Zähne, gut bewährt und sind in der modernen Zahnmedizin aufgrund einer Reihe positiver Charakteristika ein Material der Wahl (Kassardjian et al., 2016; Wolfart et al., 2005). Vorteilhaft für derartige Restaurationen sind, neben der perfekten Biokompatibilität die Säureresistenz im Mundmilieu, geringere Plaqueablagerungen und angemessene mechanische Festigkeit sowie die Möglichkeit der Wiederherstellung der natürlichen optischen Eigenschaften (Pospiech et al., 2004). Charakteristisch für diese Materialgruppe ist deren Sprödigkeit. Keramische Werkstoffe neuer Generation sind, im Gegensatz zu den anfangs eingesetzten Materialien, fester geworden. In Bezug auf die Zug- und Biegefestigkeit stehen Keramiken den Metallen nach, sind aber widerstandsfähiger gegenüber Druckspannung (Lohbauer et al., 2018). Schultheis et al. (2013) berichteten über eine Frakturresistenz der monolithischen und verblendeten Lithiumdisilikatkronen, vergleichbar mit metallkeramischen Kronen. In einer anderen Arbeit haben Kim et al. (2013) auf eine Frakturresistenz von implantatgetragenen Lithiumdisilikatkronen hingewiesen.

Das Indikationsspektrum hat sich mit der Entwicklung dentaler Werkstoffe enorm erweitert. Bedingt durch die Anwendung moderner keramischer Systeme kann die Herstel-

lung einer präzisen, zahnhartsubstanzschonenden und zahnfarbenen Restauration im Front- und Seitenzahnbereich ermöglicht werden. In Abhängigkeit von den Anforderungen wird der Werkstofftyp ausgewählt. Darüber hinaus werden die Restaurationen aus Feldspatkeramik oder Glaskeramik, auf Grund positiver ästhetischer Eigenschaften, häufiger im Frontzahnbereich eingesetzt, wohingegen hochfeste Oxidkeramiken in lasttragenden Regionen bevorzugt werden.

Trotz eines größeren Aufwandes in Bezug auf Präparation der Zähne und Befestigungsvorgang haben sich vollkeramische Restaurationen gut bewährt. In einer systematischen Übersichtsarbeit berichteten Sailer et al. (2015) über die Überlebensrate von häufig hergestellten Arten vollkeramischer Restaurationen, die vergleichbar mit herkömmlichen metallbasierten Restaurationen war. Bei der Anwendung vollkeramischer Materialien mit hoher Transluzenz zeigt sich im Vergleich zu metallbasierten Konstruktionen ein ungehindertes Eindringen von Licht bis an die Zahnoberfläche. Dies bewirkt ein naturnahes Aussehen der Restauration.

Im Jahr 1965 entwickelten McLean und Hughes das Prinzip der Dispersionsverfestigung. Eine mit Aluminiumoxid verstärkte keramische Schmelze besaß verbesserte mechanische Eigenschaften. 1968 etablierte McCulloch ein glaskeramisches System, in dem die Festigkeit der Glasschmelze durch einen Prozess der Kristallisierung erhöht wurde (Gürel, 2004; McLean, 1979).

In den 1980er Jahren haben sich vollkeramische Werkstoffe auf dem Markt weit verbreitet. Dies wurde mit der Weiterentwicklung des Herstellungsverfahrens der Restaurationen möglich. Der klinische Erfolg einer vollkeramischen Restauration ist im Hinblick auf die Ästhetik von verschiedenen Faktoren abhängig. Dazu zählt u. a. die Wiedergabe von natürlichen Lichteffekten, die durch die geschichtete Struktur der Zahnhartsubstanz erzeugt werden. Farbe, Transluzenz, Opazität sowie optische Phänomene, wie Fluoreszenz und Opaleszenz, ermöglichen in ihrer Kombination ein natürliches Erscheinungsbild der vollkeramischen Restauration.

1.2.1 Silikatkeramiken

Zur Gruppe der Silikatkeramiken gehören Feldspatkeramiken und Glaskeramiken. Mikrostrukturell sind dentale Silikatkeramiken mehrphasig. Die amorphe Glasmatrix ist mit

kristallinen Strukturen zusammengesetzt. Durch eine Mischform aus kovalenter und ionischer Bindung verzahnen sich die Atome. Die mechanischen und optischen Eigenschaften sind von der quantitativen Zusammensetzung der Glas- und Kristallphasen abhängig. Als Verblendkeramiken für metallische Gerüste und Jacketkronen waren Feldspatkeramiken schon in den 1960er Jahren sehr verbreitet. Die Verblendmasse besteht aus zermahlenden Feldspaten (60-80 %), Quarz (15-25 %), Kaolin (weniger als 5 %), Metalloxiden (z. B. Al_2O_3), Flussmitteln und Additiven, die zu einer sogenannten Fritte geschmolzen werden. Danach werden die Fritten abgekühlt und anschließend zu einem Pulver zerkleinert. Mit den Zusätzen von Pigmenten und Bindemitteln wird dieses Pulver für die Herstellung von verblendeten Restaurationen eingesetzt. Aktuell werden gegenüber Aluminiumverbindungen Leuzitkristalle bevorzugt, die einen niedrigeren Wärmeausdehnungskoeffizient aufweisen und günstiger mit Legierungen und kristallinen Gerüsten interagieren (Gehre, 2005; Lohbauer et al., 2018). Ein erhöhter Anteil der Glasphase bedingt niedrigere Werte der Biegefestigkeit (80-100 MPa) und eine hervorragende Transluzenz. Aus diesem Grund werden sie bei der Herstellung von Veneers, Kronen und Teilkronen im Frontzahnbereich sowie als Verblendkeramiken verwendet. Während die Kristalliten für eine Verbesserung der Festigkeit und Bruchzähigkeit eingesetzt werden, nimmt die Glasphase einen Einfluss auf Lichtdurchlässigkeit und Opaleszenz. Oxide von Eisen, Titan, Chrom werden beigefügt, um die Farbe der Keramik zu erzeugen. Feldspatkeramik ist auch als Blockkeramik (Rohling) für die CAD/CAM-Verarbeitung geeignet (Gehre, 2005; Lohbauer et al., 2018).

Glaskeramiken ähneln Feldspatkeramiken. Um Stabilität und Bruchfestigkeit bei der Belastung zu erhöhen, wird der Anteil der Kristallite erhöht. Aus einer Glasphase werden durch einen sekundären gerichteten Kristallisationsprozess bei höheren Temperaturen Glaskeramiken gewonnen. Die Glasphase besteht aus Aluminiumsilikatglas oder Lithiumsilikatglas. Zusätzlich eingeführte Oxide, wie B_2O_3 , ZrO_2 , P_2O_5 , tragen zum Kristallisationsprozess bei. Die Kristallphase kann verschiedene Einschlüsse beinhalten. Diese sind am häufigsten die natürlichen Feldspate, wie Orthoklas, Albit, Anorthit, sowie aus dem Kalifeldspat gewonnenes Leuzit und unterschiedliche synthetische Verbindungen von Lithium (Gehre, 2005). Mit der Entwicklung von Lithiumsilikat und Lithiumdisilikatglaskeramiken wurde es möglich, hochfeste Inlays, Kronen und Gerüste für Brücken herzustellen (Teichmann et al., 2017; Yang et al., 2016). Werte der Biegefestigkeit sind

in Bezug auf Herstellungsprozess und Art des Materials auf 350 MPa und höher gestiegen (Ivoclar Vivadent, 2011). Diese Materialien werden im Heißpressverfahren (Lost-wax-Verfahren) und CAD/CAM-Verfahren eingesetzt.

1.2.2 Oxidkeramiken

Das Gefüge der Oxidkeramiken hat eine reine kristalline Struktur. Der Anteil der Metalloxide, z. B. Al_2O_3 oder ZrO_2 , kann mehr als 90 % betragen (Lohbauer et al., 2018; Pospiech, 2004; Rinke, 2012). Zirkonoxid (ZrO_2) wird ferner aus Zirkonsand gewonnen. Die Kristallstruktur des polykristallinen Zirkonoxides wandelt sich unter Temperatur und Zugabe von Y_2O_3 oder CeO_2 in eine stabile tetragonale Phase um. In tetragonaler Phase und mit einem in das Kristallgitter eingebauten Yttriumoxid (Y_2O_3) weisen Zirkonoxidkeramiken hohe Biegefestigkeit auf. Demnach wird die Struktur des Gefüges dicht und gleichmäßig. Die Keramik ist im vorgesinterten und dichtgesinterten Zustand in Form der Rohlinge für CAD/CAM-Prozesse geeignet. Hochleistungskeramiken wie ZrO_2 finden, dank hoher Festigkeit (1200 MPa), bei Versorgungen im Seitenzahnbereich ihre Anwendung. Ferner sind Gerüste aus Zirkonoxidkeramik für die Herstellung von Primärkronen bei Doppelkronentechnik und als Implantat-Abutments geeignet und werden mit anschließender Individualisierung mit klassischen Verblendkeramiken als Frontzahnrestorationen eingesetzt (Dogan et al., 2017; Kohorst und Striesch-Scholz, 2011). Glasinfiltrierte Keramiken stellen in der Oxidkeramikgruppe eine Mischform dar, deren Gerüste eine poröse Struktur aufweisen. Durch die Infiltration des oxidhaltigen Gerüsts mit Lanthanglas werden die mechanischen Eigenschaften verbessert. Restorationen aus glasinfiltrierter Keramik können entweder modelliert und anschließend gesintert oder durch das Ausschleifen gefertigter Blöcke hergestellt werden. Die Gerüste für Kronen und Brücken benötigen in der Regel eine Verblendung. Das Verblenden mit einer hoch transluzenten Verblendmasse ermöglicht eine Anwendung dieser Keramikgruppe auch im Frontzahnbereich (Hajtó, 2013; Rinke, 2012).

Die häufig eingesetzten 3Y-TZP-Materialien (mit 3 Mol-% Y_2O_3 dotiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumoxid) erscheinen opak. Die Ausrichtung von tetragonalen Kristallen und ihr doppelbrechendes Verhalten tragen zu einer starken Oberflächenreflexion bei. Lichtstreuung wird an den Grenzflächen von Kristalliten, Additiven und Poren eben-

falls verstärkt. Die Erhöhung der Korngröße und das Verwenden von voll stabilisiertem kubischen Zirkonoxid mit isotropem Lichtbrechungsverhalten führt zu einer Minderung der Lichtbrechung und minimiert die Streueffekte (Kieschnick et al., 2019; Lohbauer et al., 2018; Zhang, 2014). Heutzutage geht die Forschung in Richtung verbesserter Transluzenz von Oxidkeramiken, vor allem von Zirkonoxidkeramiken, um monolithische Zahnversorgungen anzubieten und damit das „chipping“ (Keramikfrakturen) zu vermeiden.

1.3 Herstellung vollkeramischer Restaurationen

Vollkeramische Restaurationen können mittels diverser Prozesse hergestellt werden. Zur additiven Gestaltung gehören die Schlickertechnik, die zahntechnisch etabliert ist und das Heißpressverfahren. Bei der Schlickertechnik trägt der Zahntechniker vorgefertigte keramische Masse schichtweise auf einen feuerfesten Stumpf oder ein Gerüst auf. Damit werden individuelle Beschaffenheiten, wie Farbe und Oberflächentextur, vorgegeben. Die Schichten werden durch Brennen im Ofen unter Vakuum gesintert.

Das Heißpressverfahren ermöglicht das Verarbeiten von Glaskeramiken. Über eine durch hohe Temperaturen entstehende Schmelze, die unter niedrigem Druck in eine Form gepresst wird, erfolgt die Herstellung hochästhetischer Restaurationen. Mit Hilfe dieser Methode ist es auch möglich, Verblendungen eines Gerüsts zu fertigen.

Subtraktiv – durch das Abtragen des Materials – werden Restaurationen während des CAD/CAM-Prozesses angefertigt. Das CAD/CAM-Verfahren stellt einen modernen Herstellungsprozess dar. Die keramischen Materialien in Form vorgesinteter Rohlinge werden mit Hilfe eines computerunterstützten Programms in einem Fräsgerät beschliffen. Das Programm verarbeitet gescannte Datensätze des präparierten Zahns oder des Gipsmodells. In der Regel wird die ausgeschliffene Restauration nachgesintert und bemalt oder verblendet. Diese Technologie erlaubt eine Anfertigung der Zahnversorgungen vor Ort innerhalb weniger Stunden. Dies sind sogenannte „Chairside“-Versorgungen, die direkt beim Zahnarzt realisiert werden können, im Gegensatz zu im zahntechnischen Labor angefertigten „Labside“-Restaurationen (Lauer und Weigl, 2005; Lohbauer et al., 2018).

1.4 Eingliederung vollkeramischer Restaurationen

Die unterschiedlichen Materialeigenschaften von keramischen Versorgungsmaterialien erfordern eine Anwendung von Befestigungsmaterialien verschiedenster Art. Auf dem Retentionsvermögen und der klinischen Ausgangssituation von Materialien beruht die Eingliederung von Restaurationen. Dazu zählen unter anderem morphologische Besonderheiten des präparierten Zahnes, wie Stumpfhöhe, Extensität der Präparationsgrenze, Dimension des Präparationswinkels sowie statische und dynamische Okklusionskonzepte (Behr et al., 2018). Ebenfalls sind die Eigenschaften der keramischen Systeme, wie z. B. die Biegefestigkeit, bei der Auswahl des Befestigungskonzeptes von großer Bedeutung (Kern et al., 2012). Bei der Auswahl von Befestigungsverfahren müssen neben der Gewährleistung von Stabilität bei Kaubelastung und Abdichtung der Fuge zwischen dem Zahn und der Restauration auch optische Verhältnisse (Ästhetik) zwischen der Zahnhartsubstanz und der Keramik berücksichtigt werden.

1.4.1 Konventionelle Befestigung

Die innere Gestaltung einer Restauration mit primärer Retention erlaubt eine selbstständige Haltung im Falle einer Gusskrone oder metallkeramischen Krone. Die Zementschicht stärkt die mikromechanische Verbindung. Vollkeramische Materialien, die Festigkeitswerte über 350 MPa aufweisen, können konventionell mit einem Glasionomerzement oder Zinkoxid-Phosphatzement befestigt werden. Lithiumdisilikatkeramiken, glasinfiltrierte Oxidkeramiken und Oxidkeramiken erfüllen diese Anforderung. Ein adhesives Verfahren ist neben der konventionellen Befestigung ebenfalls möglich (Kern et al., 2012; Behr et al., 2018).

1.4.2 Befestigung mit Befestigungskompositen

Eine andere Möglichkeit definitiver Befestigung des vollkeramischen Zahnersatzes stellt die Verwendung von Befestigungskompositen dar. Die adhäsive Befestigung ist beispielsweise im Falle einer minimalinvasiven Restauration (Veneers, Marylandbrücken), sowie bei der Eingliederung einer Keramik mit Biegefestigkeit weniger als 350 MPa

(Feldspatkeramik) indiziert (Pospiech, 2002). Mittels der Befestigungskunststoffe kann beispielsweise die Bruchfestigkeit von Keramik dieser Art verbessert werden (Groten und Probster, 1997).

In Bezug auf die chemische Zusammensetzung ähneln die Befestigungskomposite konventionellen Kunststoffen. Die Polymermatrix, basierend auf methacrylatbasierten Harzen, wird mit Acrylsäureestern vermischt und mit Initiatoren und Stabilisatoren ergänzt. Zur Erhöhung der Fließrate werden Monomere mit einer kleinen Molekularmasse (z. B. TEGDMA) hinzugefügt. Eine dünnflüssige Konsistenz ermöglicht dann eine präzise Eingliederung der Restaurationen.

Bei der Anwendung von Befestigungskompositen sollte unterschieden werden, ob mit oder ohne Konditionierung der Zahnhartsubstanz (adhäsive oder selbstadhäsive/selbstätzende Befestigung) gearbeitet wird. Eine adhäsive Befestigung findet durch die mikromechanische Verankerung und chemische Reaktion zwischen Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz statt. Diese geschieht mittels Befestigungskompositen und Schmelz-Dentin-Adhäsiven. Zahnschmelz und Dentin weisen aufgrund des unterschiedlichen Strukturaufbaus unterschiedliche Haftmechanismen auf. Haftung am Schmelz erfolgt erst durch Anätzen der Oberfläche mit 30-40 %-iger Phosphorsäure. Dadurch bilden sich in verschiedenen Tiefen gelöste Schmelzprismen aus. Es entsteht ein Ätzmuster, das optimal der mikromechanischen Verankerung von Kunststoffen dient. Der Haftmechanismus ist durch Kunststoffzotten (resin tags) und interkristalline Retention bedingt (Frankenberger et al., 2014).

Das Dentin zeigt eine ausgeprägte Hydrophilie, die durch den höheren Anteil von organischen Komponenten bedingt ist. Eine Schmierschicht, die während der Dentinpräparation entsteht, beeinträchtigt die Adhäsion. Demnach wird diese mit Säure oder entsprechenden Kombinationspräparaten teilweise oder komplett entfernt. Die Haftung am Dentin wird durch eine Hybridschicht erzielt. Die Hybridschicht entsteht aus einem Adhäsiv und dem Dentin, das mit der Saureätzung demineralisiert und mittels Monomergemisch penetriert wird.

Durch die adhäsive Befestigung wird ein ausreichender Verbund zur Zahnhartsubstanz erreicht, jedoch ist dieser Vorgang mit einem größeren Aufwand verbunden, da sowohl die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz als auch die Trockenlegung des Arbeitsfeldes zeitintensiv sind. Um diese Behandlungsschritte zu vereinfachen, wurden selbstadhäsi-

ve Befestigungskomposite eingeführt. Diese Materialien enthalten saure Haftmonomere mit Carbon- oder Phosphorsäure- funktionellen Gruppen (z. B. 4-META oder 10-MDP), die eine chemische Bindungskapazität zu Mineralsalzen des Hydroxylapatits aufweisen. Die Schmierschicht wird in der Regel belassen und mit säurehaltigen Monomeren infiltriert, dabei wird das Dentin leicht demineralisiert. Dies ermöglicht eine ionische Bindung des Monomers zum Hydroxylapatit, was neben der geringeren mikromechanischen Retention eine Haftung zur Zahnhartsubstanz bewirkt (Behr et al., 2018; Rosentritt, 2019).

Die keramischen Materialien benötigen in der Regel eine Vorbehandlung der Oberfläche vor der Befestigung. Die Silikatkeramiken sind mit Flusssäure anzuätzen, um ein Retentionsmuster hinsichtlich eines besseren Verbundes mit einem Befestigungsmaterial zu erzeugen. Ein chemischer Verbund zwischen geätzter Silikatkeramik und dem Befestigungskomposit entsteht durch Silane auf Methacrylatbasis mit funktioneller Trialkoxysilan-Gruppe. Die Oberflächenbearbeitung einer Oxidkeramik wird durch Sandstrahlen mit Aluminiumoxid- und Siliziumoxidpartikeln durchgeführt (Kern et al., 2012; Rinke, 2012).

Bezugnehmend auf die Polymerisation sind licht-, chemisch- oder dualhärtende Befestigungskomposite zu unterscheiden. Den lighthärtenden Materialien muss eine erforderliche Energiemenge in speziellen Wellenlängen zugeführt werden, um eine ausreichende Aushärtung zu erreichen. Daher müssen Lichtpolymerisationsgeräte eine ausreichende Intensität, Bestrahlungsdauer und Energie (Spektrum) zur Verfügung stellen. (Ferracane et al., 2014).

1.5 Ästhetik

Das Wort „Ästhetik“ definiert in der modernen Zahnmedizin die visuell angenehmen, naturnahen sowie individuellen Erscheinungen künstlicher Zähne. Aufgrund dessen sollte der gesamte optische Eindruck „eines Lächelns“ beachtet werden. Nicht nur das schöne Aussehen der Zähne steht bei der ästhetischen Behandlung im Vordergrund, sondern auch der gesunde Zustand von Organen und Geweben der Mundhöhle vervollständigt dieses Bild. Es wird in diesem Zusammenhang über „Rot-weiß Ästhetik“ gesprochen. Ein unsichtbarer Übergang vom Zahnersatz zum Zahn und Zahnfleisch ist bei

der Behandlung anzustreben. Materialien im Dienst der Zahnmedizin müssen ästhetische Anforderungen erfüllen. Außerdem sind sie für das biologische Gleichgewicht verantwortlich, was ein nachhaltiges Ergebnis zur Folge hat. Werkstoffuntersuchungen der Eigenschaften restaurativer Materialien können bei der Auswahl des Therapiekonzeptes nützlich sein.

1.6 Optische Eigenschaften restaurativer Materialien

Die Materialeigenschaften der indirekten Zahnversorgungen sollten natürlichen Strukturen angepasst werden. Anhand der klinischen Situation lassen sich Transluzenz und Opazität keramischer Materialien steuern. Eine Erhöhung des Anteils der Kristalline in der Matrix bewirkt beispielsweise eine hohe Opazität. Dies erlaubt eine positive Wirkung bei der Maskierung verfärbter Zahnstümpfe. Relativ niedrige Unterschiede von Brechungsindizes der Glas- und Kristallphasen sowie die Einführung von feinen Struktureinschlüssen vermindern Lichtstreuung und Lichtbrechung. Infolgedessen steigt die Transluzenz des Materials (Gehre, 2005). Die hochtransluzenten Silikatkeramiken sind daher bei der Herstellung von Veneers und Kronen im Frontzahnbereich etabliert. Die Transluzenz und die Lichtdurchlässigkeit der keramischen Materialien hängen wiederum von der kristallinen Struktur, der Korngröße, den Pigmenten sowie der Anzahl, Größe und Verteilung der intrinsischen Defekte und Porosität ab (Strawarczyk et al., 2016). Ferner beeinflusst die Oberflächenbearbeitung optische Eigenschaften der keramischen Restaurationen. Heffernan et al. (2002) berichteten über eine Steigerung der Transluzenz von vollkeramischen Materialien nach dem Glasieren.

Unterschiede im Brechungsindex zwischen Glasphase und Kristallphase sowie die Zugabe von ZrO_2 oder Y_2O_3 unterstützen Opaleszenz in dentalen Keramiken (Lohbauer et al., 2018). Das wirkt sich positiv auf den gesamten optischen Eindruck der Restauration aus. Daher müssen die Befestigungsmaterialien einen neutralen Hintergrund leisten und zusammen mit den Keramiken das optische Gesamtbild erstellen. Die Lichtverteilung zwischen den Keramik- und Zementschichten ist schwierig einzuschätzen, da hier ein Zusammenspiel von unterschiedlichen Faktoren Einfluss nimmt. Dazu gehören beispielsweise Unterschiede im Brechungsindex sowie differente Absorptions- und Streukoeffizienten der Keramik und des Befestigungsmaterials.

1.6.1 Absorption und Streuung

Zu den materialabhängigen Lichtwechselwirkungen zählen die Lichtbrechung, die Reflexion sowie die Absorption und die Streuung. Diese Prozesse führen einerseits zur Richtungsänderung des Lichtes und andererseits zur Schwächung der Lichtintensität und lassen sich über Absorptions- und Streukoeffizienten (μ_A , μ_S) beschreiben, wobei das Streuverhalten sich über einen Anisotropiefaktor darstellen lässt. Der Anisotropiefaktor (g) ist ein Maß der Streucharakteristik eines Mediums. Er umfasst Werte von -1 bis +1, wobei -1 für eine Rückwärtsstreuung und +1 für Vorwärtsstreuung steht. Ist der Anisotropiefaktor $g=0$, so liegt eine isotrope Streuung vor. Charakteristisch für trübe Materialien ist die Eigenschaft, das Licht selektiv zu absorbieren. Wird das Licht im sichtbaren Bereich stark von dem Restaurationsmaterial absorbiert, kommt es bei der Betrachtung der Restauration zur Beeinträchtigung des optischen Empfindens. Die Streuung ist von den im Material eingelagerten Partikeln (Teilchen) abhängig. Darüber hinaus beeinflussen die Größe und Form der Partikel sowie deren Brechungsindex (n) die Eigenschaften der Streuzentren. Es werden zwei Streumodelle nach dem Verhältnis von Streuzentrengröße der Teilchen zu Wellenlänge des einfallenden Lichtes unterschieden. Die Mie-Streuung beschreibt das Verhältnis von vergleichbarer Teilchengröße und Wellenlänge. Bei der Rayleigh-Streuung ist die Größe der Teilchen kleiner als die Wellenlänge. Die Streuprozesse werden aufgrund der Unkenntnis der Anzahl und Natur der Streupartikel phänomenologisch beschrieben (Meister et al., 2004). Des Weiteren sind Lichtwechselwirkungen (μ_A , μ_S , g , n) wellenlängenabhängig, wobei für verschiedene Bereiche des Spektrums diese Prozesse sich unterschiedlich stark ausprägen. So wirken beispielweise Absorption und Streuung im kurzwelligen Bereich stärker und lassen zum nahen infraroten Bereich nach (Abb. 1).

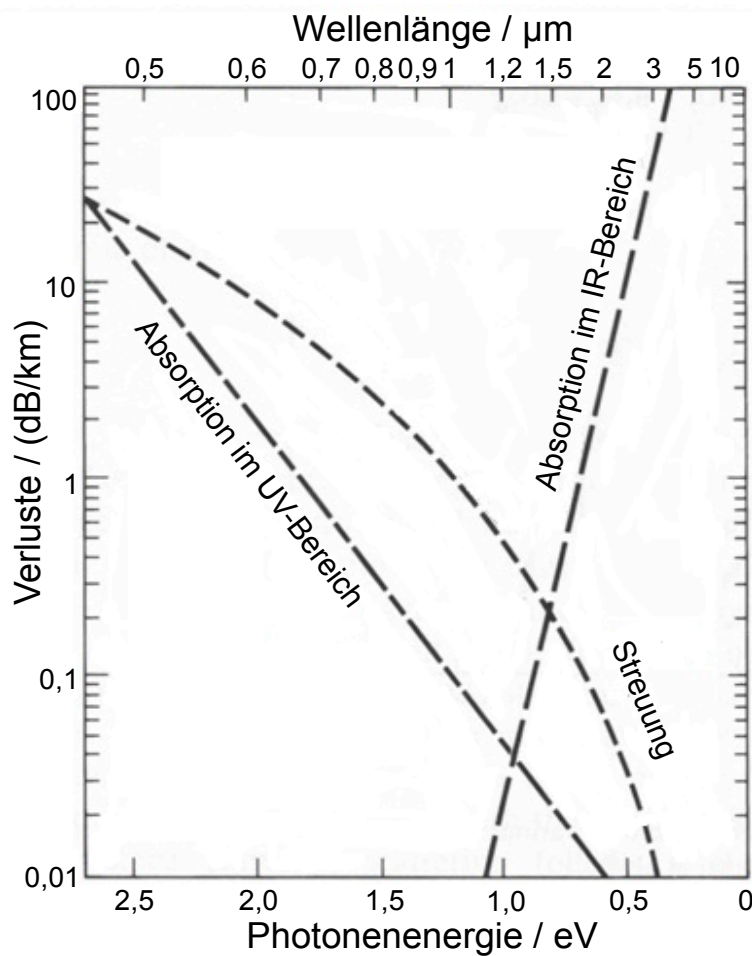


Abb. 1: Grafische Darstellung der wellenlängenabhängigen Verlustmechanismen von Absorption und Streuung (Modifiziert nach Potter, 2010).

Die Summe aller Verlustmechanismen wird als Extinktion ε bezeichnet. In trüben Medien sind Absorption und Streuung die primären Wechselwirkungen, woraus sich ε zu

$$\varepsilon = \mu_A + \mu_S \quad (1)$$

mit μ_A als Absorptionskonstante und μ_S als Streukonstante ergibt.

Der Intensitätsverlust in einem Medium lässt sich dann anhand des Lambert-Beer'schen Gesetzes wiedergeben:

$$I = I_0 \cdot e^{-\varepsilon X} \quad (2),$$

wobei I die transmittierte Intensität, I_0 die eingehende Intensität, ε die materialinternen Verlustmechanismen und x die optische Eindringtiefe sind. Damit zeigt sich die exponentielle Schwächung der Intensität bei Zunahme der Schichtdicke (x).

1.7 Ziel der Arbeit

Zahnrestaurationen aus ästhetischer Keramik weisen eine hohe Lichtdurchlässigkeit auf. Dies führt dazu, dass der Hintergrund bei der Wiedergabe von naturähnlichen Lichteffekten von großer Bedeutung ist. Ziel dieser Arbeit ist es, Einflüsse von unterschiedlichen Befestigungsmaterialien auf die optischen Eigenschaften vollkeramischer Restaurationen zu untersuchen. Die optischen Eigenschaften sollten anhand von Laserlichtquellen mit unterschiedlichen Wellenlängen analysiert werden. Basierend auf den experimentellen Ergebnissen waren folgende Fragen zu beantworten:

1. Welche Einflüsse hat die Anwendung von verschiedenen Wellenlängen auf die Intensität des durch verschiedene Befestigungsmaterialien transmittierten Lichtes?
2. Wie wirkt sich die Schichtdicke des Befestigungsmaterials auf die Transmission und Streuung in sichtbaren und nahen infraroten Bereichen des Spektrums, d. h. auf dem Farbeindruck aus?

Weiterhin wurden folgende Hypothesen formuliert, die überprüft werden sollten:

1. Die Transmission des Lichtes nimmt mit der Zunahme der Wellenlänge zu.
2. Mit der Zunahme der Schichtdicke des Befestigungsmaterials nimmt die Transmission ab.
3. Die Schichtdicke hat keinen Einfluss auf die Streuung in sichtbaren und nahen infraroten Bereichen.

2. Materialien und Methoden

2.1 Auswahl der verwendeten Materialien

Im Rahmen dieser Arbeit wurden drei unterschiedliche Befestigungsmaterialien auf Kunststoffbasis (Befestigungskunststoffe) untersucht. Die Materialien wurden auf ein Restaurationsmodell aus Feldspatkeramik aufgetragen und in einem Messaufbau mit Laserlicht unterschiedlicher Wellenlängen bestrahlt. Diese Art der Keramikbasis wurde aufgrund ihrer hervorragenden Transluzenz ausgewählt. Bei der Vorauswahl wurden zusätzlich ein kunststoffmodifizierter Glasionerzement und ein Zink-Phosphatzement vorgeschlagen. Diese wurden jedoch, aufgrund von gescheiterten Vorversuchen zur Probenherstellung, aus der Materialliste entfernt.

2.1.1 Feldspatkeramik

Als Basis für die Herstellung der Proben wurde eine Feldspatkeramik in Form von CEREC Blocs (Dentsply Sirona, Charlotte NC, USA) verwendet. Diese Keramik zeichnet sich durch eine hohe Transluzenz aus. Ihr Indikationsspektrum umfasst die Herstellung von Veneers, Kronen, Teilkronen, Inlays, Onlays, Overlays, Endokronen in Front- und Seitenzahnbereichen sowie eine Verwendung als Verblendmaterial von oxidkeramischen Gerüsten (Sirona Dental System, 2011).

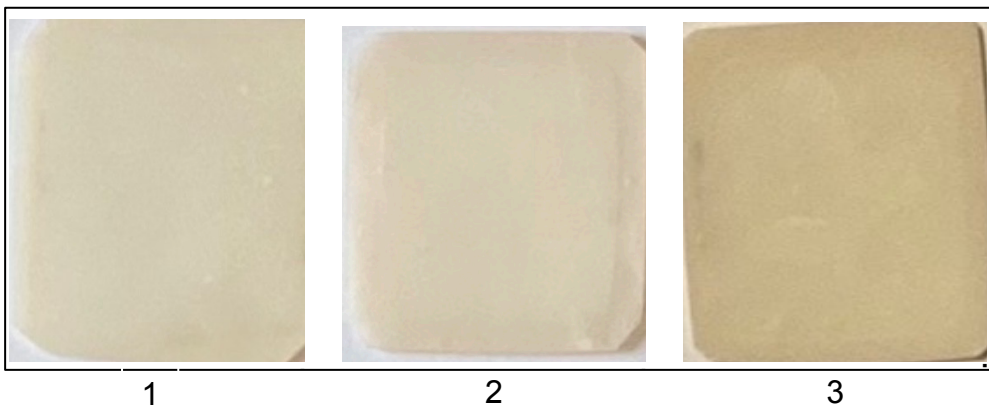
Es wurden Blöcke mit der Farbe 2M2C nach Angaben der Vita Referenzfarben, mit Farbsättigung Medium (M) und mittlerer Helligkeit (Stufe 3) verwendet. Die chemische Zusammensetzung der Keramik CEREC Blocs ist in der Tabelle 1 aufgeführt.

2.1.2 Befestigungsmaterialien

Die Befestigungskunststoffe wurden aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzungen und Farbtöne, ausgewählt. Für die Untersuchungen wurden drei Befestigungszemente auf Kunststoffbasis verwendet. In Abbildung 2 sind die zu untersuchenden Probekörper (Keramikbasis + Befestigungskunststoffe) in 200 µm Schichtdicke nach ihrem Helligkeitsempfinden wiedergegeben.

Tab. 1: Zusammensetzung von Cerec Blocs, Quelle: Sirona Dental System, 2011.

Oxide	Anteil (Gew.-%)
SiO ₂	56-64
Al ₂ O ₃	20-23
Na ₂ O	6-9
K ₂ O	6-8
CaO	0,3-0,6
TiO ₂	0,0-0,1

**Abb. 2:** Fotografische Darstellung der Proben mit Bifix SE (1), Breeze (2) und PANAVIA F 2.0 (3) in 200 µm Schichtdicke aufgeteilt nach ihrem Helligkeitsempfinden: 1 (hell), 2 (medium) und 3 (dunkel).

1. Bifix SE (VOCO GmbH, Cuxhafen, Deutschland) ist ein selbstadhäsiver dualhärtender Befestigungszement auf Kunststoffbasis. Bifix SE enthält bifunktionelle Methacrylate, saure Methacrylate und anorganische Füllstoffe. Der Füllstoffanteil beträgt 70 Gew.-%. Das Material ist für definitive Befestigung der Restaurationen aus Metall, Kunststoff und Keramik indiziert. Der für die Untersuchung ausgewählte Farbton war „universell“.

2. Breeze (Pentron Clinical, West Collins Orange, CA, USA) ist ein selbstadhäsiver, dualhärtender Befestigungszement auf Kunststoffbasis. Das Indikationsspektrum umfasst Restaurationen aus der zementierbaren Vollkeramik, dem Kunststoff und dem Metall. Dieses Material wurde in Farbton A2 verwendet.

3. PANA VIA F 2.0 (Kuraray Noritake, Osaka, Japan) ist ein dualhärtender Befestigungszement auf Kunststoffbasis. Laut Angaben des Herstellers ist PANA VIA F 2.0 ein universales Befestigungsmaterial für Restaurationen aus Metall, Kunststoff und Keramik. Das Material ist in Form einer Paste in zwei separaten Spritzen vorhanden (Paste A und Paste B). Die Paste A enthält MDP-Monomere und eine Mischung aus Dimethylacrylaten, daneben sind Füllstoffe, Katalysatoren und Initiatoren beigemischt. Die Paste B besteht aus verschiedenen Dimethylacrylaten, Bariumglas sowie unterschiedlichen Additiven. Die Gesamtmenge des anorganischen Füllmittels liegt bei ca. 59 Vol.-%. Die Partikelgröße der Füller reicht von 0,04 µm bis 19 µm. Für die Untersuchungen wurde Farbton „Light“ genommen. Tabelle 2 zeigt chemische Zusammensetzung von ausgewählten Befestigungsmaterialien.

Tab. 2: Zusammensetzung der für diese Untersuchung ausgewählten Befestigungsmaterialien.

1. Bifix SE (VOCO)	2. Breeze (Pentron)	3. PANA VIA F 2.0 (Kuraray)
UDMA, Bis-GMA, Glycol-dimethacrylate, Hydroxypropyl-methacrylate, Benzoyl- Peroxyd, Siliziumoxid, Initiatoren, Katalysatoren und Zusatzstoffe.	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA, 4-META, Bariumglas, Siliziumoxid, Bismutchloridoxid, Ca-Al-F Silikate, Initiatoren, Zusatzstoffe.	Paste A: 10-MDP, hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat, hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat, silanisierte Kieselerdefüller, silanierte und kolloidale Kieselerde, dl-Kampherchinon, Katalysatoren. Paste B: hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat, hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat, silanisiertes Bariumglas-Füllmittel Oberflächenbehandeltes Natriumfluorid, Katalysatoren, Beschleuniger, Pigmente.

2.2 Herstellung der Probekörper

2.2.1 Herstellung der Basiskörper (Keramikbasis)

Feldspatkeramische Blöcke (Blockgrößen 12*14*18 mm) wurden mit einer Diamantbandsäge (Typ EXAKT Diamond Band Saw, EXAKT Advanced Technologies GmbH, Nordstedt) mit Sägeblättern, deren Dicke 0,1 mm beträgt, geschnitten. Der Schnitt erfolgte am Block quer zur längeren Seite. Infolgedessen konnten keramische Basiskörper (45 Basiskörper aus einem Block) in einer Dicke von $0,4 \pm 0,05$ mm hergestellt werden. Die Dicke wurde mit Hilfe einer digitalen Bügelmessschraube vom Typ Mitutoyo IP65 (Mitutoyo Deutschland GmbH, Neuss) überprüft. Vor dem Aufbringen der Befestigungsmaterialien wurden die keramischen Basiskörper einseitig mit 5 %iger Flusssäure VITA CERAMICS ETCH (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen,) vorbehandelt.

2.2.2 Herstellung der Probekörper

Zur Herstellung der Probekörper (wird im Weiteren als Probe bezeichnet und besteht aus keramischen Basiskörpern einschl. Befestigungsmaterial) wurde eine Form, die aus zwei Glasplatten und unterschiedlichen Spaltmaß-Fühlerblattlehren bestand, verwendet (Abb. 3). Die keramischen Basiskörper wurden auf eine Glasplatte positioniert und mit den Befestigungsmaterialien der Schichtdicken 50 μm , 100 μm , 200 μm und 250 μm beschichtet. Die Befestigungsmaterialien wurden gemäß Empfehlungen der Hersteller eingemischt und auf die Keramik aufgetragen. Im Anschluss wurde eine zweite Glasplatte von oben angepresst, bis die Überschüsse des Materials weggedrückt worden waren. Die Befestigungskunststoffe wurden mittels einer Polymerisationslampe vom Typ Acteon mini LED™ Standard (Acteon Germany GmbH, Düsseldorf) mit einer Intensität von 2000 mW/cm^2 und der Wellenlänge 420-480 nm ausgehärtet. Die Belichtungszeit betrug insgesamt 60 Sekunden: 30 Sekunden erfolgte die Aushärtung durch die Glasplatte und weitere 30 Sekunden nach dem Entfernen der Glasplatte. Eine endgültige Überprüfung der Dicke der Proben wurde mit der digitalen Bügelmessschraube (Mitutoyo IP65) durchgeführt.

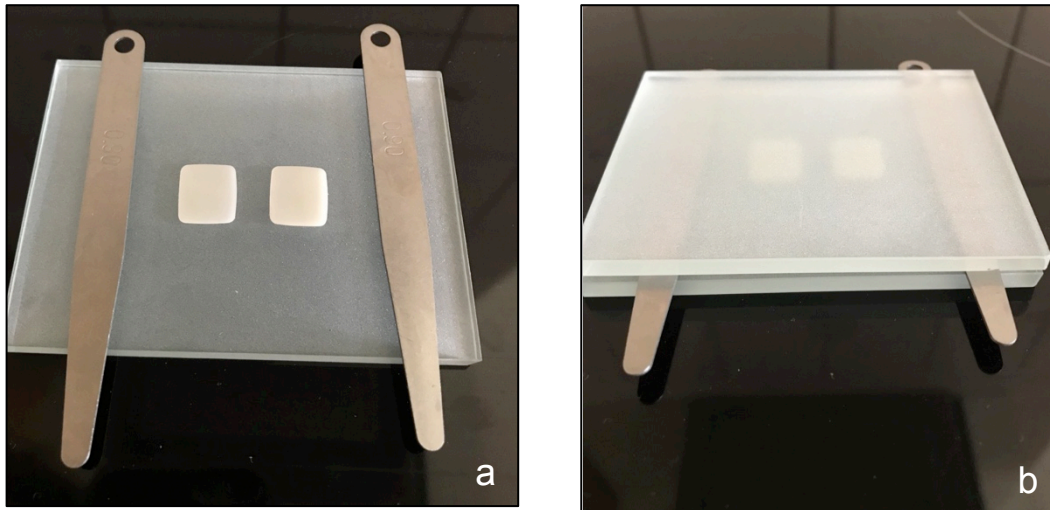
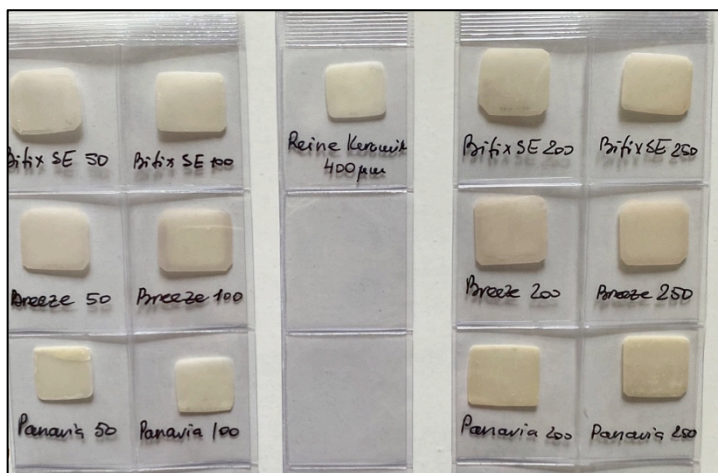


Abb. 3: Fotografische Darstellung der Methode der Probenherstellung. 3a zeigt die Platzierung der Basiskörper mit zwei Fühlerlehreblättern auf einer Glasplatte. 3b zeigt das Prinzip der Herstellung der Proben (Basiskörper mit dem Befestigungsmaterial).

Für die laseroptischen Untersuchungen wurden insgesamt 12 Proben (3 Proben in 4 unterschiedlichen Dicken) hergestellt (Abb. 4). Als Referenz wurde ein keramischer Basiskörper (Mitte) verwendet.



Bifix SE, Farbton: „universell“

Breeze, Farbton: „A2“

PANAVIA F 2.0, Farbton: „Light“

Abb. 4: Fotografische Darstellung der Proben: Bifix SE, Breeze und PANAVIA F 2.0 sind von links nach rechts in den Schichtdicken 50 µm, 100 µm, 200 µm und 250 µm abgebildet. In der Mitte befindet sich ein keramischer Basiskörper.

2.3 Lichtquellen

Zur Abdeckung des Farbspektrums wurden drei Laser mit unterschiedlichen Wellenlängen verwendet. Der frequenzverdoppelte Nd:YVO₄ ist ein diodengepumpter Festkörperlaser mit der Wellenlänge 532 nm und emittiert somit im grünen Spektralbereich des sichtbaren Lichtes. Das Lasermmodell ist ein „MGL-III“ mit maximaler Leistung von 250 mW (Changchun New Industries Optoelectronics Tech. Co. Ltd, Changchun, China). Der Helium-Neon-Laser (HeNe) emittiert Licht mit einer Wellenlänge 633 nm, was dem roten Spektralbereich entspricht. Die maximale Ausgangsleistung beträgt 5 mW (Research Electro-Optics, Inc. Boulder, Colorado, USA). Mit einer Wellenlänge von 1064 nm und einer Leistung von 1 W wurde zusätzlich ein diodengepumpter infraroter Nd:YVO₄ Festkörperlaser eingesetzt (Changchun New Industries Optoelectronics Tech. Co. Ltd, s.o.). Aufgrund der Monochromasie der Strahlung ist die Anwendung von Lasern als Lichtquelle geeignet. Dadurch ergibt sich die Möglichkeit die Untersuchungen jeweils für jede Farbe durchzuführen und miteinander zu vergleichen.

2.3.1 Das Kalibrieren der Laser

Als Basis für eine Messung wurde eine Leistungsanpassung der Leistung aller Laser durchgeführt. Der Helium-Neon-Laser hat eine maximale Ausgangsleistung von 5 mW. Die Leistungsanpassung erfolgte somit über die Festkörperlaser. Hierbei unterlag die Leistung einer gewissen Schwankungsbreite von $4,7 \text{ mJ} \pm 0,46$. Die Überprüfung der eingestellten Leistungen erfolgte mittels eines Leistungsmessgerätes COHERENT Lab_Max_Top (COHERENT, Palo Alto, CA, USA) mit einem kompatiblen PM 10 Detektor (COHERENT, Palo Alto, CA, USA).

2.4 Messaufbau

Der Messaufbau wurde nach dem photogoniometrischen Prinzip konstruiert (Bay, 2010). Die Lichtverteilung des einfallenden Laserlichtes wird hierbei vor und hinter der Probe winkelabhängig erfasst, indem sich der Detektor nahezu vollständig um die Probe positionieren lässt.

Der Messaufbau beinhaltet die Lichtquelle (Laser), eine Abbildungsoptik und eine Justierblende. Die Bauelemente wie Probenstisch, Probenhalter und Probedetektor sind motorisiert, der Referenzdetektor ist festpositioniert. Alle Lasersysteme sowie der vollständige Messaufbau sind in einer Ebene ausgerichtet. Abbildung 5 zeigt die Bestandteile des Messaufbaus schematisch dargestellt. Abbildung 6 zeigt eine fotografische Ansicht des Aufbaus.

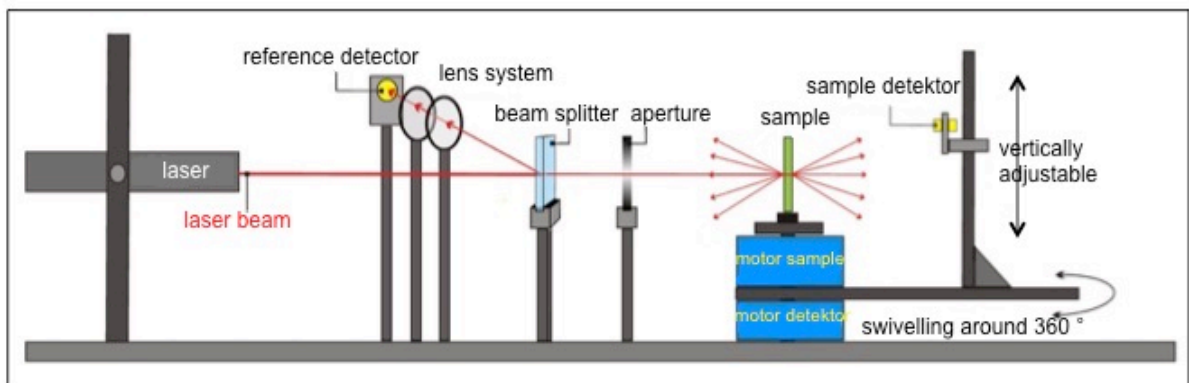


Abb. 5: Schematische Darstellung des Messaufbaus (Seitenansicht modifiziert nach Schulte, 2012).

Als Detektoren wurden Photodioden vom Typ J16-5SP (Teledyne Judson Technologies, Montgomeryville PA, USA) verwendet. Es handelt sich um Germanium-Photodioden, die für Messungen im Wellenlängenbereich von ca. 600 nm bis 1600 nm eingesetzt werden können und die es ermöglichen, bei einer Detektionsfläche von $6,6 \text{ mm}^2$ die Intensitätsverteilung in einem kleinen Öffnungswinkel ($2,976^\circ$) räumlich aufgelöst zu messen. Der Probedetektor verfügt über einen Schrittmotorantrieb und ist mit dem Probenstisch über eine optische Bank fest verbunden. Der Probenhalter ist mit einem eigenen Motor ausgestattet, der eine bestimmte Positionierung der Probe bezüglich des Laserstrahls erlaubt. Der Referenzdetektor ist hier angebracht, um etwaige Helligkeitsschwankungen der Strahlungsquellen zu registrieren und bei der Datenauswertung auszugleichen.

Die motogesteuerten Bauelemente werden mittels der Software LabVIEW 8.6 (LabVIEW, National Instruments, Austin TX, USA) gesteuert. Außerdem wurde mittels dieser Software die Datenerfassung durchgeführt.

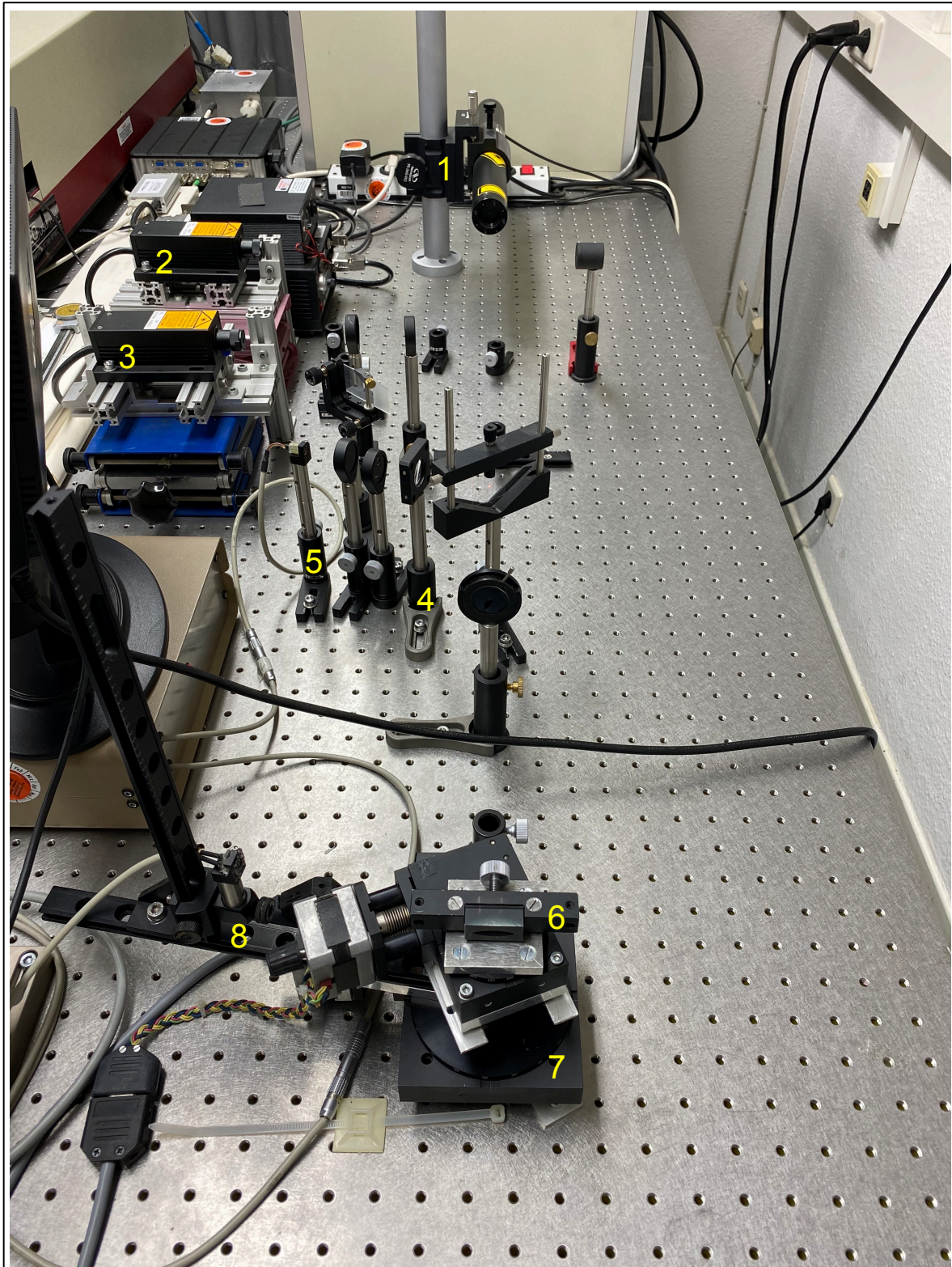


Abb. 6: Fotografische Darstellung des Messaufbaus. Im oberen Teil sind die Lichtquellen zu erkennen: der Helium-Neon-Laser (1) und die Festkörperlaser (2, 3); das Linsensystem (4), der Referenzdetektor (5) sowie der motorgesteuerte Probenhalter (6) mit einem Probenstisch (7) und dem Probedetektor (8).

2.5 Ablauf der laseroptischen Untersuchungen

Die Probe wurde fest im Probenhalter positioniert, der auf dem Probentisch fixiert ist (Abb. 7). Um die Messungen unter senkrechtem Lichteinfall durchzuführen, wurde der Probentisch in eine Position von 90° zum Laserstrahl ausgerichtet. Der Laserstrahl traf bei allen Messungen auf die Vorderseite der keramischen Proben-Oberfläche. Abbildung 8 zeigt die Positionierung einer Probe auf dem Probentisch ohne und mit Laserbestrahlung. Die Lichtquellen hatten feste Positionen, folglich wurde der Verlauf der Laserstrahlen mit Hilfe der Linsen und der Blende justiert. Der Probedetektor drehte sich gegen den Uhrzeigersinn von der „Start-Position“ (-10°) bis zur „End-Position“ (260°) um die Probe herum, wodurch die Intensitäten des transmittierten Lichtes winkelabhängig in 1° Schritten detektiert wurden.

Die Befestigungsmaterialien auf den Basiskörpern (Proben) wurden in Schichtdicken von $50\ \mu\text{m}$, $100\ \mu\text{m}$, $200\ \mu\text{m}$ sowie $250\ \mu\text{m}$ mit verschiedenen Laserquellen der Wellenlängen $532\ \text{nm}$, $633\ \text{nm}$ und $1064\ \text{nm}$ bestrahlt. Als Referenz wurden Messungen an einem keramischen Basiskörper mit $0,4\ \text{mm}$ Schichtdicke vorgenommen. Um etwaige Materialeinflüsse auszuschließen wurden an jeder Probe vier Messungen an verschiedenen Stellen durchgeführt. Die Gesamtzahl der Messungen betrug hierbei 156. Eine Messung dauerte 80 Minuten und erfolgte in einem komplett abgedunkelten Raum, um Einflüsse anderer Lichtquellen auszuschließen.

Alle Messwerte wurden als Textdateien erfasst und in Microsoft MS Excel 2010 (Microsoft Ireland Operations Limited, Dublin, Ireland) übertragen. Es wurden für jede Messung der Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD) bestimmt. Die weitergehende Analyse wurde mit Hilfe von Origin 8.6 (OriginLab Corporation, Northampton, USA) durchgeführt. Die Intensitäten des transmittierten Lichtes wurden bezüglich der Schichtdicken der Befestigungsmaterialien und verschiedener Laserfarben analysiert. Des Weiteren wurden die Ermittlungen von Halbwertsbreiten (FWHM) der Diagramme durchgeführt. Die wellenlängenabhängigen Lichtwechselwirkungen lassen sich über die Halbwertsbreiten erfassen. Anhand der Halbwertsbreitenanalyse wurden die Lichtverteilungen hinter der Probe untersucht, die durch die Befestigungsmaterialien unterschiedlicher Schichtdicken transmittiert wurden. Anschließend wurden die Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Wellenlänge miteinander verglichen.

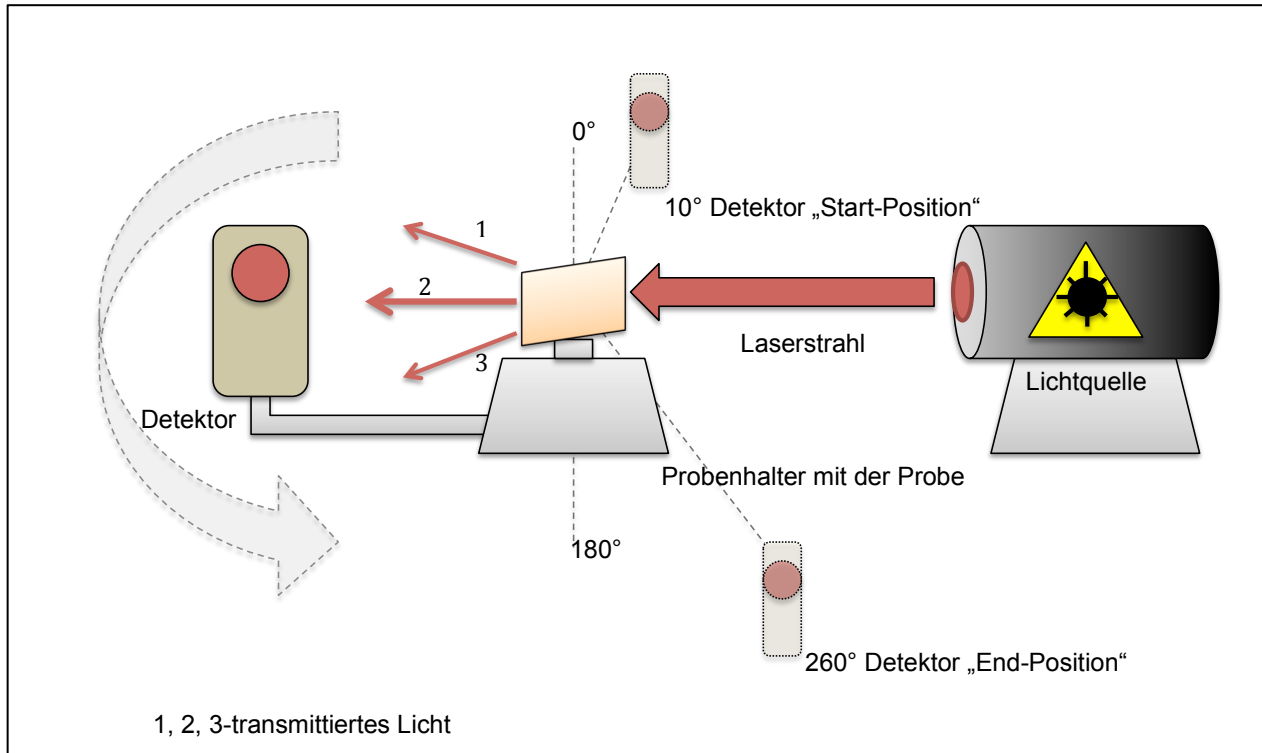


Abb. 7: Grafische Darstellung des Messprinzips. Die Probe steht senkrecht zum Laserstrahl. Der Detektor fährt von -10° bis 260° um die Probe herum und erfasst somit winkelabhängig die Intensitäten des transmittierten Lichtes.

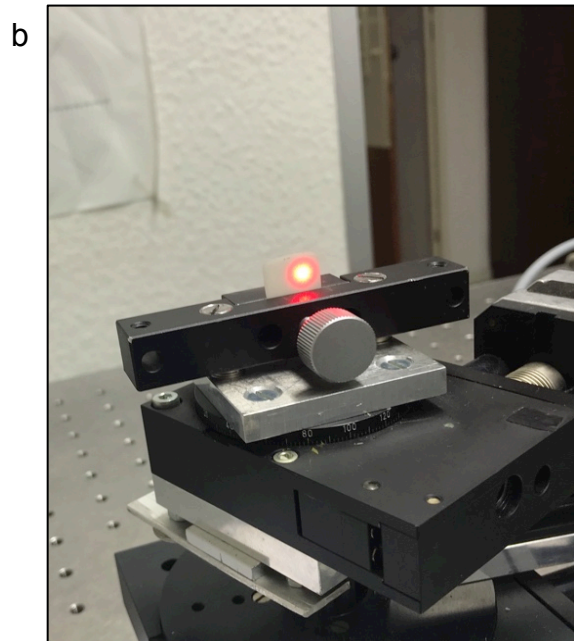
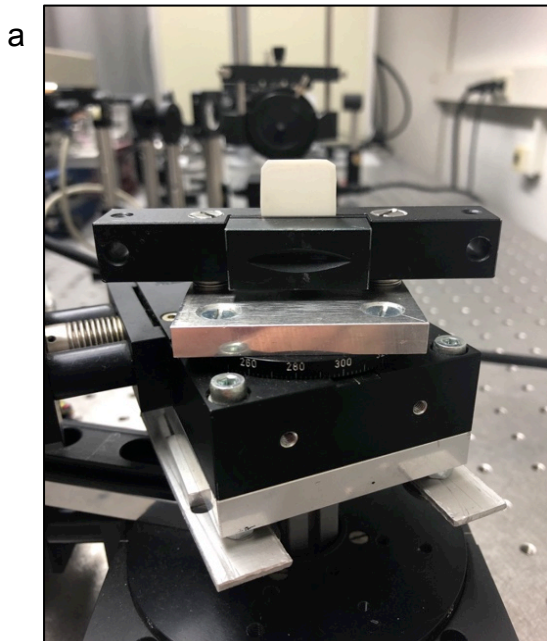


Abb. 8: Fotografische Darstellung des Probenhalters. Beide Abbildungen zeigen den Probentisch mit positionierter Probe (a) und die Probe unter Laserbestrahlung (b).

2.5.1 Methode zur Bestimmung der Halbwertsbreiten

Nachdem die Ergebnisse mithilfe von Origin 8.6 grafisch dargestellt wurden, zeigten sich Schwierigkeiten bei der Bestimmung der Halbwertsbreiten. Es handelte sich hierbei um die Kanteneffekte der Lichtstreuung an den keramischen Basiskörpern. Abbildung 9 verdeutlicht das Prinzip der laseroptischen Messungen an einem keramischen Basiskörper. Im oberen Teil ist die Übertragung der Kanteneffekte in das Diagramm dargestellt, um deren Ursprung zu erklären. Das Diagramm zeigt die Intensitätsverteilungen in beliebigen Einheiten (b. E.) bei der Wellenlänge von 532 nm in Abhängigkeit vom Messwinkel. Der Detektor registrierte seitliche Kanten der Probe während der Fahrt von seiner „Start-Position“ bis zur „End-Position“. Diese Effekte wurden bei allen Proben beobachtet, und waren jedoch für verschiedene Laserfarben unterschiedlich ausgeprägt. Hierbei zeigte sich eine Winkelverbreiterung Δ mit zunehmender Wellenlänge. Die Ermittlung der Kanteneffekte wurde für jede Wellenlänge durchgeführt, indem alle Diagramme einer Laserfarbe überlagert und die Kantenbereiche markiert wurden. So wurde bei 532 nm den Bereich von 35° bis 160° ($\Delta=125^\circ$) markiert. Bei 633 nm wurde die Kantenbereiche zwischen 30° und 170° ($\Delta=140^\circ$) und bei 1064 nm zwischen 20° und 175° ($\Delta=155^\circ$) festgestellt. Die markierten Winkelbereiche wurden in der Errechnung der Halbwertsbreiten berücksichtigt.

Die Bestimmung der Halbwertsbreiten erwies sich lediglich bei 532 nm Wellenlänge erschwert, da sie sich innerhalb des Bereiches der Kanteneffekte befand. Mit der Zunahme der Wellenlänge vergrößerte sich der Winkel Δ , in dem sich die Kanteneffekte zeigten, wodurch die Kanteneffekte die Bestimmung der Halbwertsbreiten bei 633 nm und 1064 nm nicht beeinflussten.

Es wurde eine Methode zur Bestimmung der Halbwertsbreiten etabliert. Diese wird exemplarisch für Bifix SE bei 532 nm Wellenlänge wiedergegeben (Abb. 10).

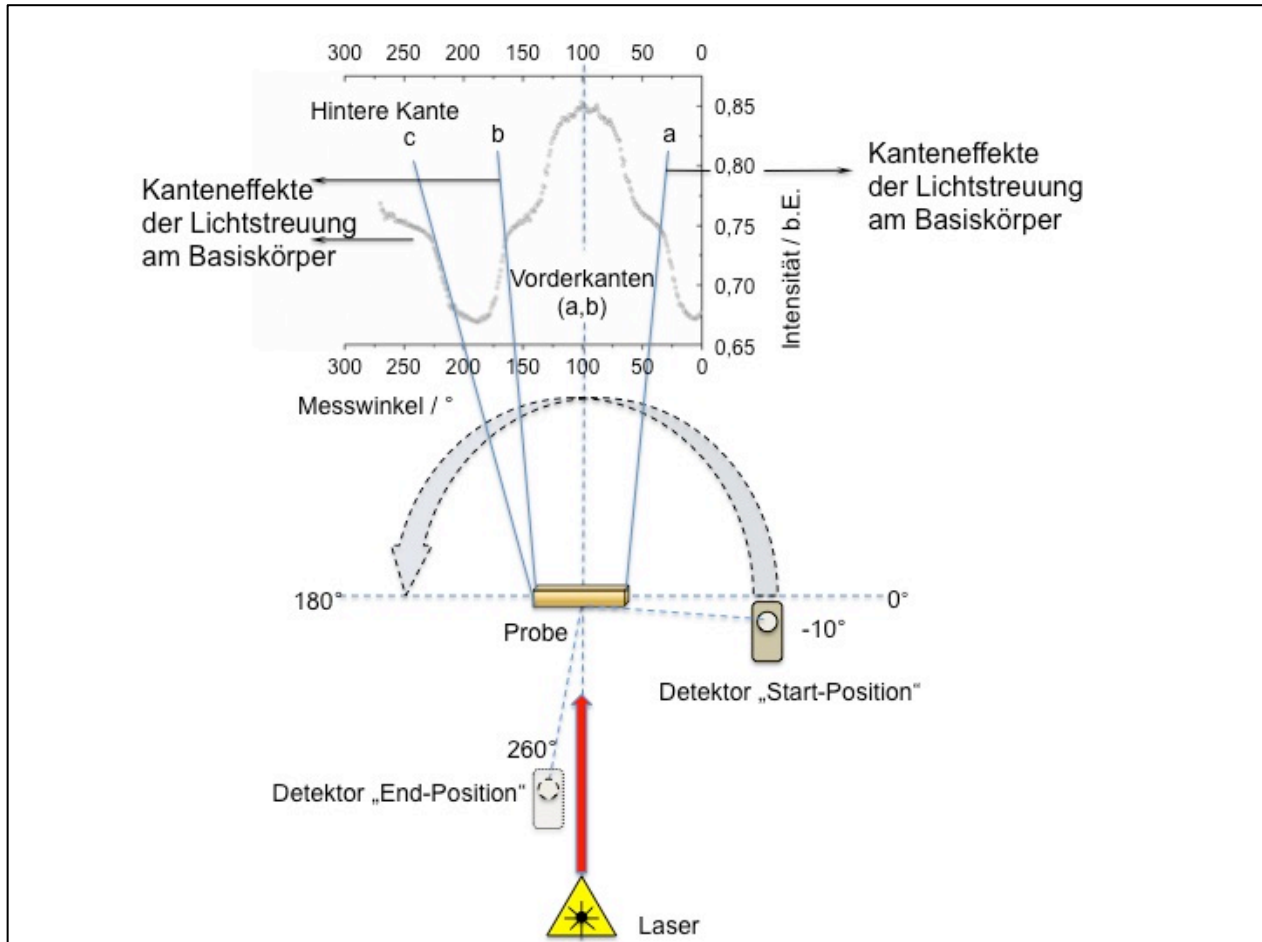
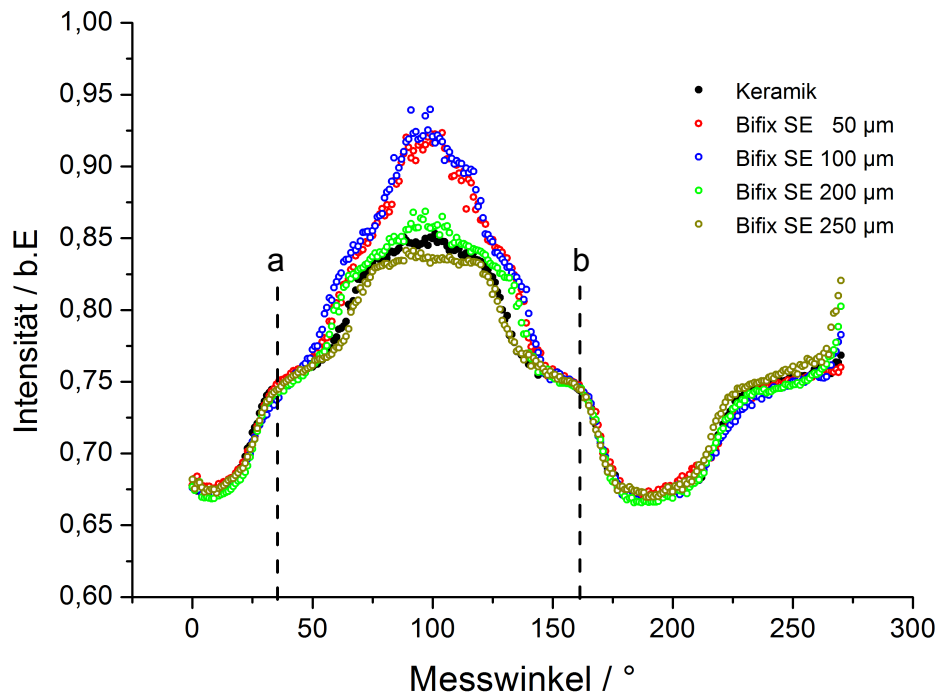


Abb. 9: Grafische Darstellung der Messungen mit einer Übertragung der Kanteneffekte in das Diagramm. Das Diagramm zeigt die Intensitätsverteilung des Laserlichtes bei 532 nm Wellenlänge für den keramischen Basiskörper, in Abhängigkeit von dem Messwinkel. Die Linien a, b, c markieren die Kanteneffekte der Lichtstreuung am Basiskörper.

Abbildung 10a zeigt die Intensitätsverteilungen bei 532 nm für die Probe Bifix SE für alle Schichtdicken. Die Kurven der transmittierten Intensitäten sind übereinandergelegt. Die Linien a und b markieren den Bereich der Kanteneffekte von 35° bis 160°. Die Messwerte, die den genannten Winkelbereichen entsprachen, wurden aus numerischen Excel Daten selektiert. Dies ermöglichte es, neue Diagramme mit Hilfe von Origin 8.6 ohne Einfluss der Kanteneffekte der Keramik zu erstellen. Diese neuen Diagramme wurden für die Bestimmung der Halbwertsbreiten eingesetzt. Abbildung 10b zeigt hierbei das neue Diagramm für Bifix SE in 50 µm Schichtdicke. Um die Halbwertsbreiten zu errechnen, wurden die Fittkurven nach dem polynominalen Prinzip gelegt und beim manuellen Errechnen der Halbwertsbreiten verwendet.

a



b

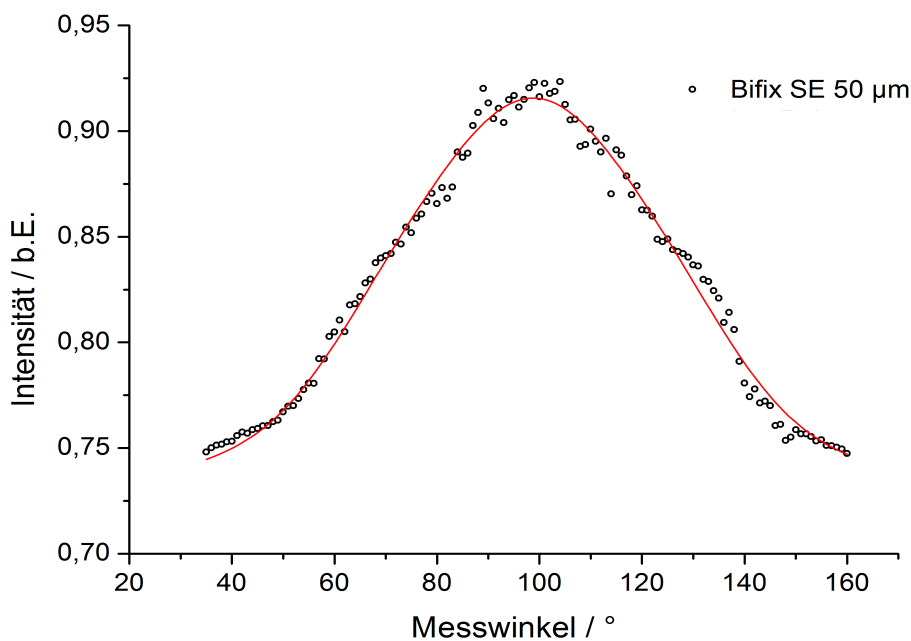


Abb. 10: a) Grafische Darstellung zu der Methode der Bestimmung der Halbwertsbreiten. Die Diagramme zu Intensitätsmessungen bei 532 nm Wellenlänge für die Probekörper mit Bifix SE aller Schichtdicken wurden übereinandergelegt. Die Linien a und b markieren hier den Bereich der Kanteneffekte von 35° bis 160° . b) Das neue Diagramm wurde aus den selektierten Daten des markierten Bereiches erstellt. Mithilfe von Invs Poly Fit wurde das manuelle Errechnen der Halbwertsbreiten durchgeführt.

2.6 Leistungsmessungen

Die Leistungsmessungen wurden mit dem Energie- und Leistungsmessgerät COHERENT LabMax_Top (COHERENT, Palo Alto, CA, USA) mit einem kompatiblen Detektor PM 10 durchgeführt. Das Gerät ist so konzipiert, dass eine Datenanalyse mittels statistischer Analyse und Trendanalyse möglich ist. Der Detektor deckt den Wellenlängenbereich von 190 nm bis 12 μm ab und kann Leistungsbereiche von nW bis kW erfassen.

Nach der Kalibrierung der Lasersysteme erfolgten Leistungsmessungen ohne und mit dem keramischen Basiskörper (0,4 mm Schichtdicke) sowie für jede Probe mit 50 μm , 100 μm , 200 μm , 250 μm Befestigungsmaterial-Schichtdicke bei jeder Laserfarbe. Die Erfassung der Leistungsdaten erfolgte über 10 Sekunden. Die Mittelwerte und Standardabweichungen wurden direkt von dem Gerät abgelesen. Da alle Messungen auf gleicher Art durchgeführt wurden, waren die Ergebnisse miteinander vergleichbar. Die Proben wurden am Detektor möglichst nah zur detektierenden Fläche positioniert (Abb. 11), um Verluste durch Streuung zu minimieren. Sämtliche Proben inkl. Befestigungsmaterialien wurden von der keramischen Seite her bestrahlt.

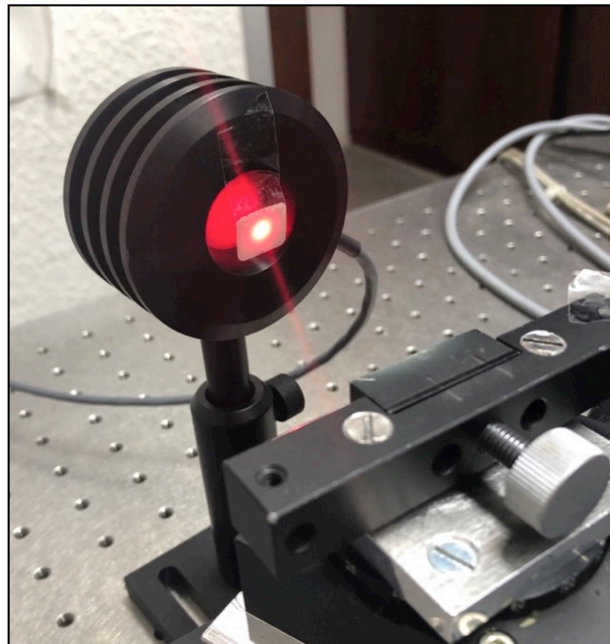


Abb. 11: Fotografische Darstellung einer Leistungsmessung. Eine Keramikprobe ist exemplarisch im Strahlengang vor dem Detektor positioniert.

Das Schema (Abb. 12) zeigt eine Probe und die beleuchtete Fläche des Detektors. Bei der Auswertung der Ergebnisse wurden Verluste durch Streuung und Reflexion an der Oberfläche der Probekörper berücksichtigt.

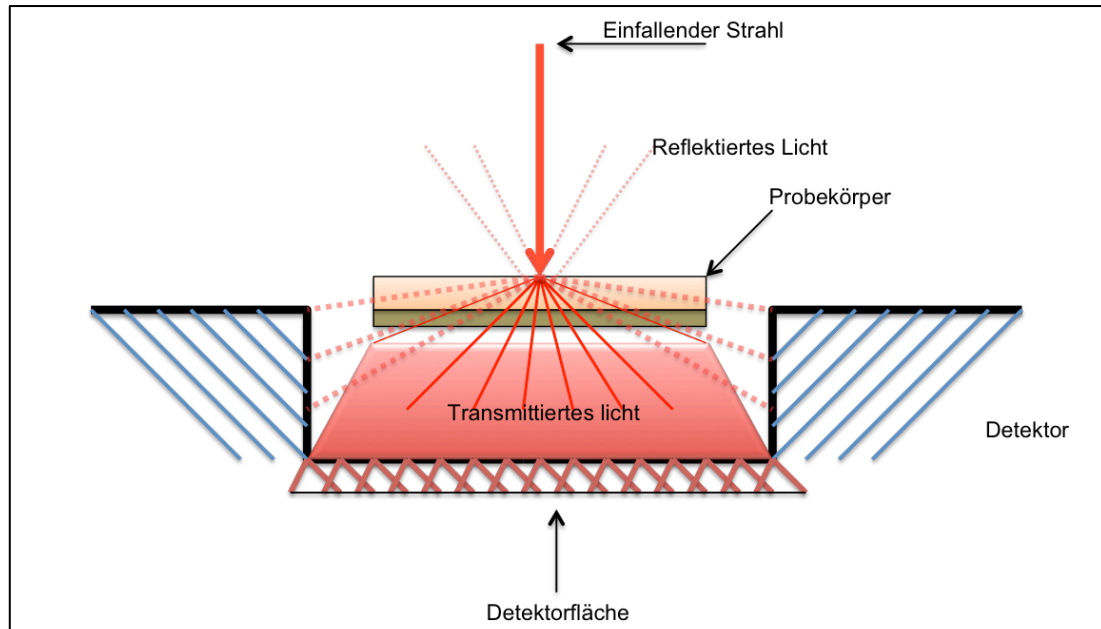


Abb. 12: Schematische Darstellung des Prinzips der Leistungsmessungen. Die Abbildung erklärt Lichtprozesse und mögliche systematische Verluste bei der Leistungsmessung durch Reflexion und Streuung.

2.6.1 Methode zur Auswertung der Leistungsmessungen

Die Leistungsmessungen in Luft und am keramischen Basiskörper wurden als Grundlage für die Messungen an den Proben vorgenommen. Die Ergebnisse sind in diesem Abschnitt zur Erläuterung und zur Voraussetzung weiterer Leistungsmessungen dargestellt. Abbildung 13 zeigt die Anpassung der Leistungen der verwendeten Laserstrahlquellen in Luft (obere Kurve) und am keramischen Basiskörper 0,4 mm Dicke (untere Kurve). In Luft verläuft die Grafik, im Rahmen der Fehler (Schwankungen in der Leistung während des Kalibrierens der Laser), nahezu linear mit einem leichten Anstieg zum nahen Infrarot. Tendenziell ist festzustellen, dass die Keramik die Leistung abschwächt. Jedoch zeigt sich die Steigung zum nahen Infrarot bei dem keramischen Basiskörper erhöht ($0,93 \cdot 10^{-3}$ in Luft, $1,75 \cdot 10^{-3}$ in Keramik), was auf reduzierte Streuverluste im NIR schließen lässt (Abb. 1).

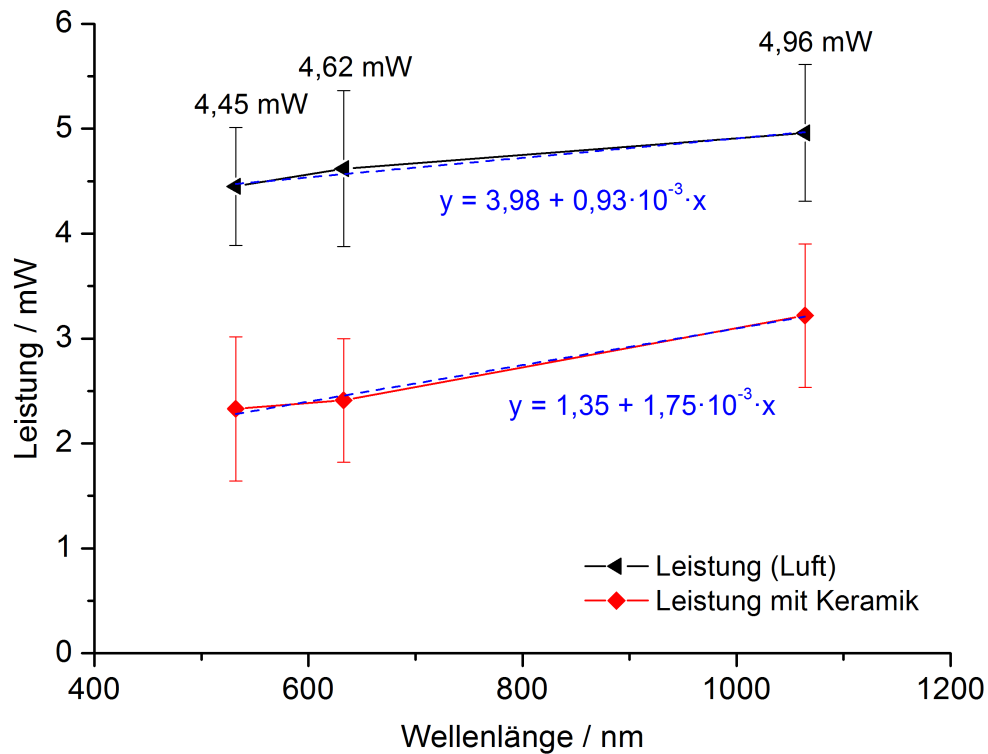


Abb. 13: Grafische Darstellung der Leistungsvergleiche in Luft und am keramischen Basiskörper bei den verschiedenen Laserwellenlängen. Die Mittelwerte und Standardabweichungen ergeben sich aus den Leistungsmessungen (Abschnitt 2.6). Dies ist ein Basisdiagramm für die weitere Auswertung.

In der Tabelle 3 sind die Leistungsmesswerte mit den Standardabweichungen in Luft und mit dem keramischen Basiskörper für verschiedene Wellenlängen aufgelistet. Anhand der Daten der Tabelle ist ersichtlich, dass die durch die Keramik transmittierten Leistungen im Vergleich zu Leistungen in Luft bei allen Farben reduziert sind.

Tab. 3: Daten der Leistungsmessungen in Luft und mit dem keramischen Basiskörper. Die Mittelwerte und Standardabweichungen ergeben sich aus den Leistungsmessungen (Abschnitt 2.6).

Wellenlänge	532 nm		633 nm		1064 nm	
	Leistung (mW)	SD	Leistung (mW)	SD	Leistung (mW)	SD
Luft	4,45	0,56	4,6	0,74	4,96	0,65
Keramik	2,33	0,69	2,4	0,59	3,22	0,68

2.7 Erfassung von Daten und statistische Auswertung

Die Auswertung der Ergebnisse, die während der laseroptischen Untersuchungen ermittelt wurden, wurde in zwei Schritten realisiert. Zuerst wurden aus der laseroptischen Untersuchungen die Daten als Textdateien erfasst und in Microsoft MS Excel 2010 übertragen. Mit Hilfe von Origin 8.6 wurden je Probe vier Diagramme angefertigt, um mögliche Abweichungen aufzuzeigen. Aus den gemittelten Messwerten wurde ein weiteres Diagramm erstellt, welches zur abschließenden Auswertung verwendet wurde. Die Diagramme der Lichtintensitäten wurden in Abhängigkeit von der Schichtdicke und der Wellenlänge verglichen. Anschließend wurden die Halbwertsbreiten errechnet und in Abhängigkeit von der Schichtdicke der Befestigungsmaterialien und von der Wellenlänge des Laserlichtes verglichen.

Bei den Leistungsmessungen wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen von dem Gerät abgelesen und mit Hilfe von Microsoft MS Excel 2010 in eine Tabelle übertragen. Im Programm Origin 8.6 wurden die Daten bearbeitet und grafisch dargestellt.

Eine über diese deskriptive Statistik hinausgehende statistische Auswertung erscheint hier nicht sinnvoll.

3. Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der Leistungsmessungen

Nach dem Erfassen der Daten wurden wellenlängenabhängige Vergleiche der Leistungen für alle Befestigungsmaterialien mit den definierten Schichtdicken 50 µm, 100 µm, 200 µm und 250 µm durchgeführt. Die Leistungsmessungen in Luft und mit dem keramischen Basiskörper wurden als Referenz (Abb. 13) für die nachfolgenden Messungen herangezogen.

Abbildung 14 zeigt Unterschiede in der transmittierten Leistung des Laserlichtes verschiedener Wellenlängen beim Durchdringen der Basiskörper, die mit Bifix SE verschiedener Schichtdicken beschichtet wurden. Eine Reduktion der Leistung mit Zunahme der Schichtdicke des Befestigungsmaterials ist hier deutlich erkennbar. Im sichtbaren Bereich verlaufen die Kurven nahezu parallel. Zum nahen Infrarot nähern sich die Werte jedoch an. Die Tendenz des Steigungsanstiegs zum nahen Infrarot zeigt sich auch für Bifix SE. In gleicher Weise verhalten sich die Diagramme in den Abbildungen 15 und 16. Abbildung 15 bezieht sich auf Leistungsvergleiche für Breeze, Abbildung 16 bezieht sich auf Leistungsvergleiche für PANAVIA F 2.0. Beim direkten Vergleich der Befestigungsmaterialien ergibt sich eine Ähnlichkeit im Verlauf der Kurven der selbstadhäsiven Befestigungskunststoffe Bifix SE und Breeze. Die Kurven von PANAVIA F 2.0 verlaufen von dünnen zu dicken Schichten von rot zum Infrarot mit größeren Abständen im Vergleich zu Bifix SE und Breeze. Die Messwerte der Leistungsmessungen sowie die dazugehörigen Standardabweichungen sind in den Tabellen 4-6 dargestellt. Anhand der tabellari-schen Angaben ist eine Tendenz zur Erhöhung der transmittierten Leistung von grün über rot zum Infrarot zu erkennen. Außerdem zeigen diese Daten eine Minderung der Leistung mit Zunahme der Schichtdicke der Befestigungsmaterialien.

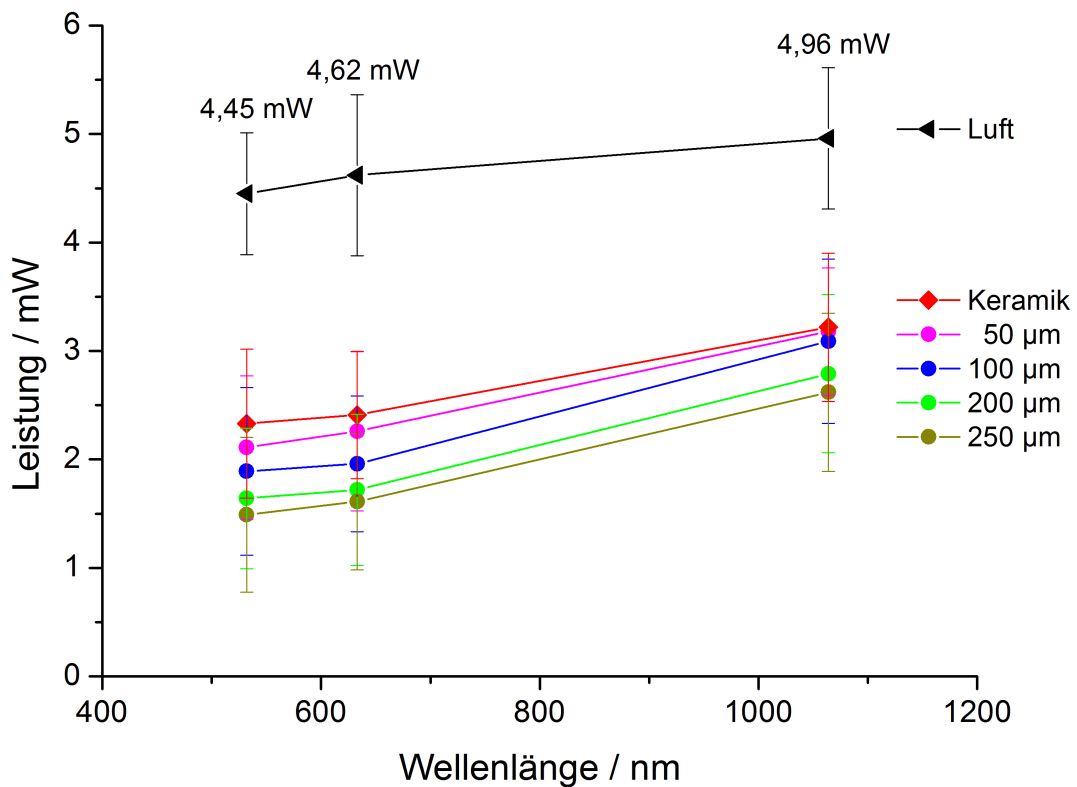


Abb. 14: Darstellung der leistungsabhängigen Transmission für Bifix SE bei verschiedenen Schichtdicken in Abhängigkeit von der Wellenlänge. In dieser Grafik sind Messkurven aus Abb. 13 integriert. Die Mittelwerte und Standardabweichungen ergeben sich aus den Leistungsmessungen (Abschnitt 2.6).

Tab. 4: Darstellung der Leistungsmesswerte: Mittelwerte und Standardabweichungen für Bifix SE. Die Mittelwerte und Standardabweichungen ergeben sich aus den Leistungsmessungen (Abschnitt 2.6).

Wellenlänge	532 nm		633 nm		1064 nm	
	Leistung (mW)	SD	Leistung (mW)	SD	Leistung (mW)	SD
50	2,11	0,66	2,26	0,73	3,18	0,59
100	1,89	0,77	1,96	0,63	3,09	0,76
200	1,64	0,65	1,72	0,70	2,79	0,73
250	1,49	0,71	1,61	0,63	2,62	0,73

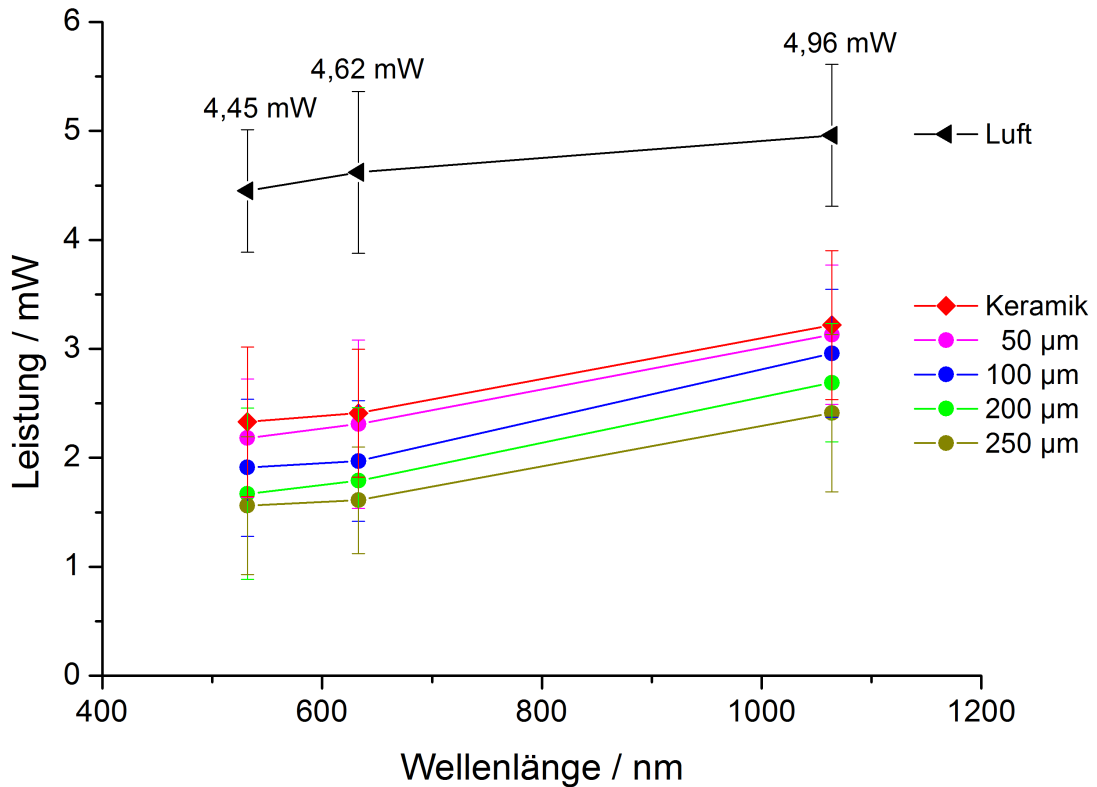


Abb. 15: Darstellung der leistungsabhängigen Transmission für Breeze bei verschiedenen Schichtdicken in Abhängigkeit von der Wellenlänge. In dieser Grafik sind die Messkurven aus Abb. 13 integriert. Die Mittelwerte und Standardabweichungen ergeben sich aus den Leistungsmessungen (Abschnitt 2.6).

Tab. 5: Darstellung der Leistungsmesswerte: Mittelwerte und Standardabweichungen für Breeze. Die Mittelwerte und Standardabweichungen ergeben sich aus den Leistungsmessungen (Abschnitt 2.6).

Wellenlänge	532 nm		633 nm		1064 nm	
	Leistung (mW)	SD	Leistung (mW)	SD	Leistung (mW)	SD
50	2,18	0,54	2,31	0,77	3,13	0,64
100	1,91	0,63	1,97	0,55	2,96	0,59
200	1,67	0,79	1,79	0,67	2,69	0,54
250	1,56	0,63	1,61	0,49	2,41	0,72

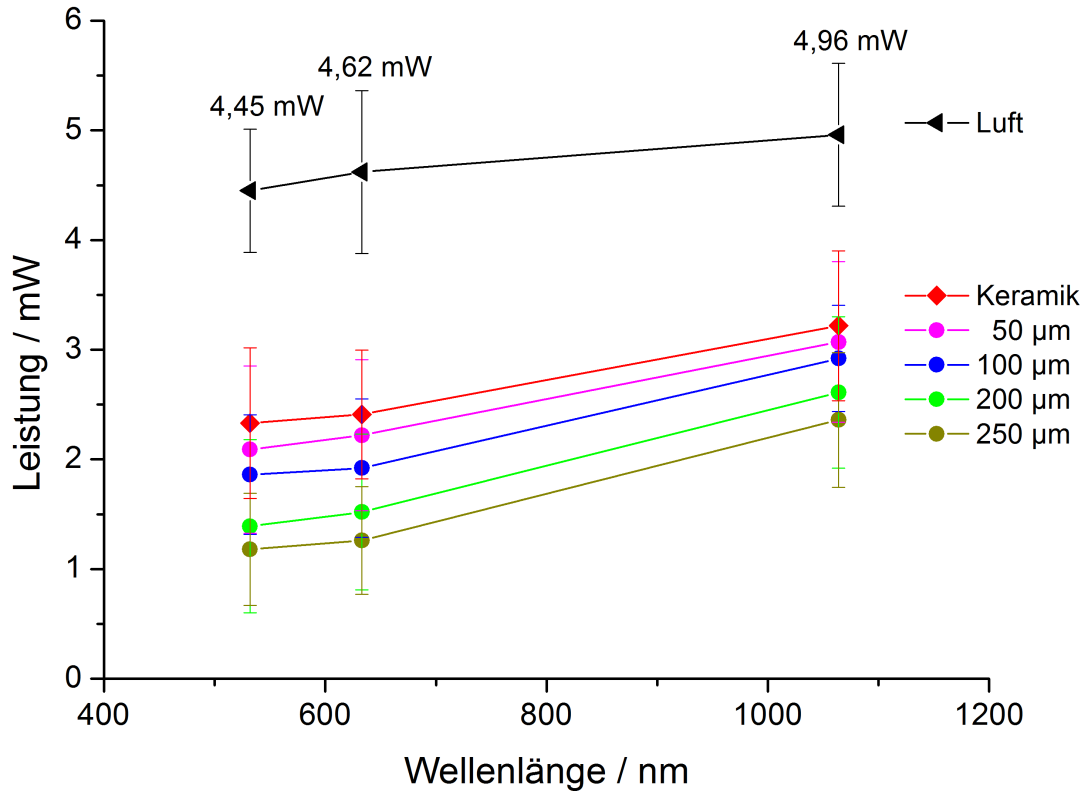


Abb. 16: Darstellung der leistungsabhängigen Transmission für PANAVIA F 2.0 bei verschiedenen Schichtdicken in Abhängigkeit von der Wellenlänge. In dieser Grafik sind die Messkurven aus Abb. 13 integriert. Die Mittelwerte und Standardabweichungen ergeben sich aus den Leistungsmessungen (Abschnitt 2.6).

Tab. 6: Darstellung der Leistungsmesswerte: Mittelwerte und Standardabweichungen für PANAVIA F 2.0. Die Mittelwerte und Standardabweichungen ergeben sich aus den Leistungsmessungen (Abschnitt 2.6).

Wellenlänge	532 nm		633 nm		1064 nm	
	Leistung (mW)	SD	Leistung (mW)	SD	Leistung (mW)	SD
50	2,09	0,76	2,22	0,69	3,07	0,73
100	1,86	0,54	1,92	0,63	2,92	0,49
200	1,39	0,79	1,52	0,71	2,61	0,69
250	1,18	0,51	1,26	0,49	2,36	0,62

3.2 Ergebnisse der Intensitätsmessungen und Halbwertsbreiten

Die Diagramme der Intensitäten wurden material- und wellenlängenabhängig miteinander verglichen. Hierzu wurden die Schichtdicken gegenübergestellt. Im Weiteren konnten direkte Materialvergleiche durchgeführt werden, indem die Halbwertsbreiten (FWHM) zur Analyse herangezogen wurden. Die Befestigungskunststoffe wurden visuell auf hell (Bifix SE), medium (Breeze) und dunkel (PANAVIA F 2.0) sortiert (Abb. 2). Dementsprechend wurden in dieser Reihenfolge die Diagramme zu Intensitäten und Halbwertsbreiten für die weitere Analyse verglichen.

Im Hinblick auf die unterschiedlichen Wellenlängen lässt sich eine Erhöhung der Intensität mit der Zunahme der Wellenlänge bei allen Befestigungsmaterialien sämtlicher Schichtdicken gut erkennen. Die Kurvenform nähert sich von grün über rot zum infrarot immer mehr einer Gaußkurve an. Die maximalen Intensitätswerte liegen bei allen Diagrammen bei einer Winkelkoordinate von ca. 100° . Mit einer Zunahme der Schichtdicke reduziert sich die Intensität. Dieses Verhalten lässt sich ebenfalls bei allen Befestigungsmaterialien und allen Laserfarben beobachten. Eine Ausnahme bildet dabei Bifix SE mit $100\ \mu\text{m}$ sämtlicher Laserfarben und PANAVIA F 2.0 beim roten Laser. Hier liegen die gemessenen Intensitäten fast auf gleicher Höhe wie bei $50\ \mu\text{m}$. Der Zusammenhang zwischen der Verringerung der Intensität und der Zunahme der Schichtdicke zeigt sich auch bei den Leistungsmessungen (Abb. 14-16).

Während Bifix SE und Breeze fast gleich hohe Werte der Intensität bei allen Schichtdicken innerhalb einer Laserfarbe zeigten, besaß PANAVIA F2.0 abweichend niedrige Intensität. Dieser Trend zeigt sich bei allen Laserfarben. Ferner ist zu beobachten, dass sich die Verläufe der Halbwertsbreiten-Diagramme von Bifix SE und Breeze in sichtbaren und nahen infraroten Bereichen des Spektrums ähneln. PANAVIA F 2.0 zeigte wiederum einen davon abweichenden Verlauf.

Beim direkten Materialvergleich ergaben sich folgende Ergebnisse:

1. Bifix SE

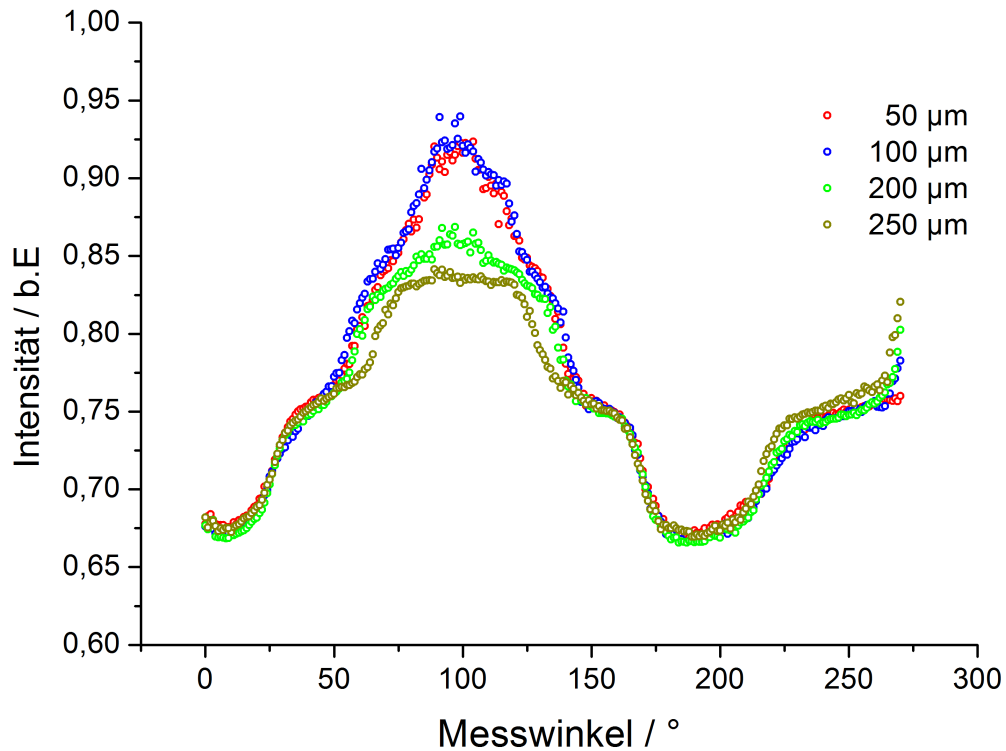
In Bezug auf die Intensität zeigte Bifix SE (Abb. 17a, 18a, 19a) geringere Unterschiede im Kurvenverlauf bei 50 μm und 100 μm . Bei 200 μm konnte ein Intensitätsabfall gemessen werden. Dies ist bei allen Wellenlängen zu verfolgen. Die Intensitätsreduzierung zwischen den Kurven für 200 μm und 250 μm Schichtdicke wird größer und regelmäßiger mit Zunahme der Wellenlänge.

Die Halbwertsbreiten bei 532 nm (Abb. 17b) zeigen einen stetigen Anstieg bis 200 μm , und einen leichten Abfall bei 250 μm . Beim roten Laser (Abb. 18b) bewegt sich die Kurve in einem Bereich von 54° bis ca. 58° . Im infraroten Bereich (Abb. 19b) findet nach einem Abfall von 50 μm bis 100 μm eine Steigung der Kurve von 100 μm über 200 μm bis 250 μm statt. In der Tabelle 7 sind die maximalen gemessenen Werte der transmittierten Intensität und die errechneten Halbwertsbreiten für Bifix SE sämtlicher Schichtdicken aufgelistet.

Tab. 7: Darstellung der Ergebnisse von Intensitäten und Halbwertsbreiten für Bifix SE. Die maximalen Intensitätswerte liegen bei einer Winkelkoordinate von ca. 100° .

Wellenlänge	532 nm		633 nm		1064 nm	
	Intensität (b. E.)	FWHM ($^\circ$)	Intensität (b. E.)	FWHM ($^\circ$)	Intensität (b. E.)	FWHM ($^\circ$)
50	0,92	61,4	1,56	56,2	2,46	52,5
100	0,93	63,1	1,57	54,7	2,52	49,8
200	0,86	73,7	1,32	54,8	2,10	53,6
250	0,84	66,3	1,14	57,7	1,77	62,0

a



b

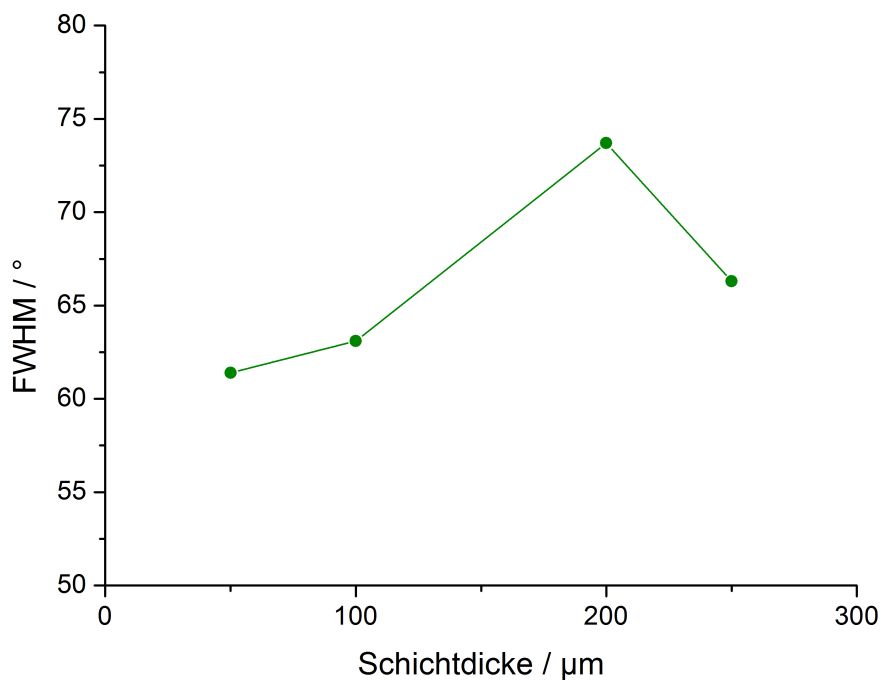
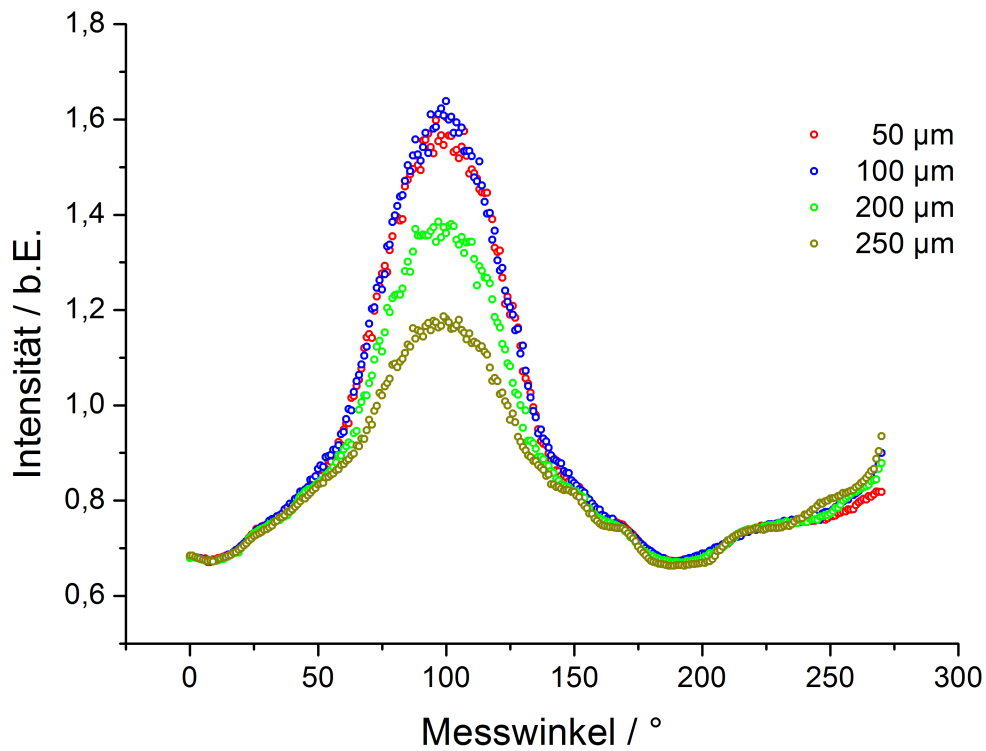


Abb. 17: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Bifix SE für verschiedene Schichtdicken bei 532 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. Die einzelnen Punkte sind Mittelwerte, die sich aus vier laseroptischen Messungen ergeben (Abschnitt 2.5).
 b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Standardabweichungen betragen 0,00676 und sind daher nicht sinnvoll darstellbar.

a



b

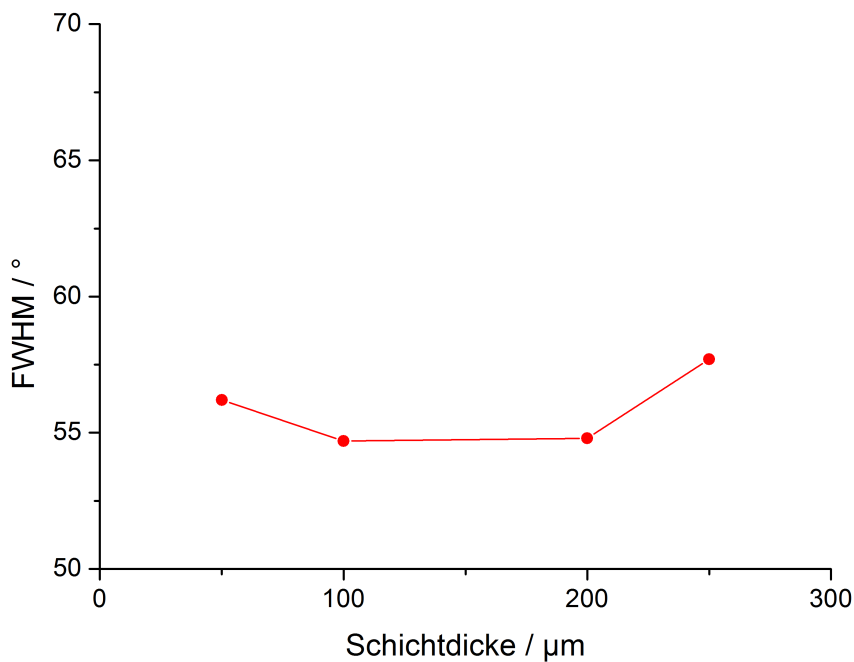
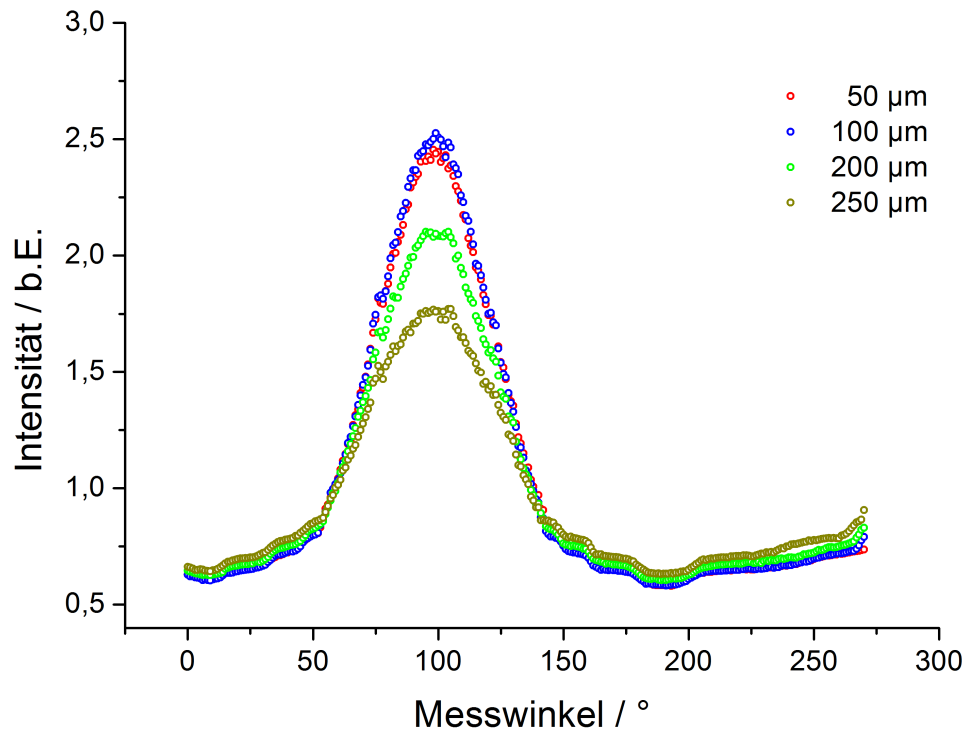


Abb. 18: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Bifix SE für verschiedene Schichtdicken bei 633 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. Die einzelnen Punkte sind Mittelwerte, die sich aus vier laseroptischen Messungen ergeben (Abschnitt 2.5).

b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Standardabweichungen betragen 0,00854 und sind daher nicht sinnvoll darstellbar.

a



b

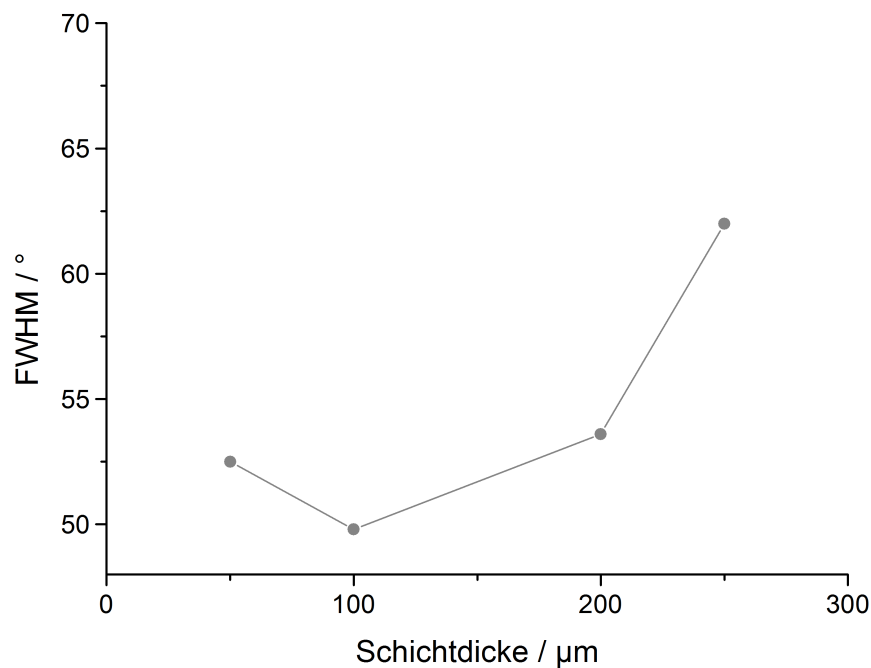


Abb. 19: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Bifix SE für verschiedene Schichtdicken bei 1064 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. Die einzelnen Punkte sind Mittelwerte, die sich aus vier laseroptischen Messungen ergeben (Abschnitt 2.5). b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Standardabweichungen betragen 0,03109 und sind daher nicht sinnvoll darstellbar.

2. Breeze

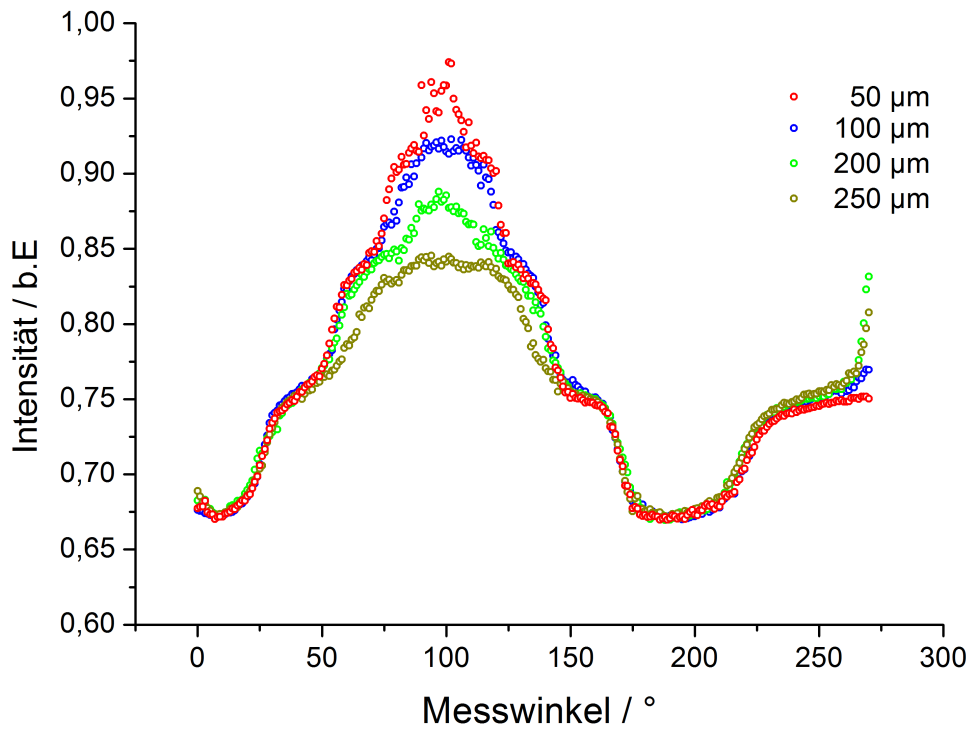
Die Intensitätskurven von Breeze zeigen starke Schwankungen im Verlauf bei 532 nm (Abb. 20a). Die Verringerung der Intensität mit der Zunahme der Schichtdicke ist bei allen Laserfarben zu beobachten. Die Tendenz zur Steigerung der Intensität mit zunehmender Wellenlänge bleibt hier erhalten (Abb. 20a, 21a, 22a). Im sichtbaren Bereich weist Breeze höhere Intensitätswerte als Bifix SE auf.

Die Kurve der Halbwertsbreiten bei 532 nm weist analog zu Bifix SE (Abb. 20b) einen Anstieg bis 200 μm und dann einen Abfall bei 250 μm auf. Bei der roten Laserquelle (Abb. 21b) steigt die Kurve zu 100 μm an. Danach erfolgt ein leichter Abfall bis 200 μm und wieder steigt die Kurve ab 250 μm an. Im nahen Infrarotbereich (Abb. 22b) fällt die Kurve bis 100 μm ab, dann folgt einen Anstieg bis 250 μm . In der Tabelle 8 sind die maximalen gemessenen Werte der transmittierten Intensität und die errechneten Halbwertsbreiten für Breeze sämtlicher Schichtdicken aufgelistet.

Tab. 8: Darstellung der Ergebnisse von Intensitäten und Halbwertsbreiten für Breeze. Die maximalen Intensitätswerte liegen bei einer Winkelkoordinate von ca. 100°.

Wellenlänge	532 nm		633 nm		1064 nm	
	Intensität (b. E.)	FWHM (°)	Intensität (b. E.)	FWHM (°)	Intensität (b. E.)	FWHM (°)
50	0,95	55,6	1,63	56,7	2,35	54,2
100	0,92	67,3	1,53	58,2	2,22	52,1
200	0,88	75,3	1,34	57,7	1,88	56,0
250	0,84	69,6	1,29	63,0	1,62	59,2

a



b

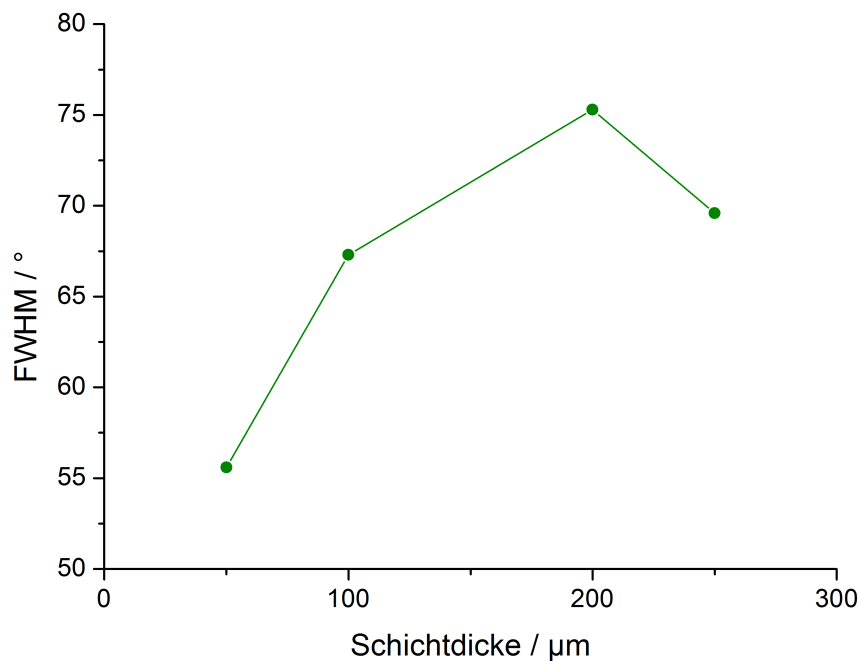
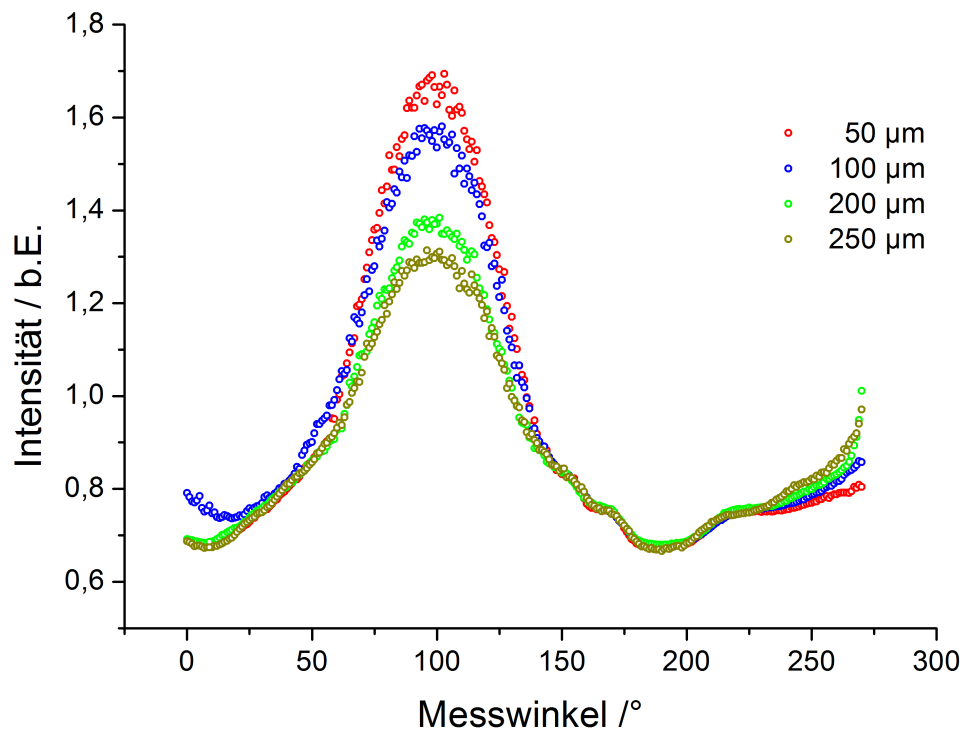


Abb. 20: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Breeze für verschiedene Schichtdicken bei 532 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. Die einzelnen Punkte sind Mittelwerte, die sich aus vier laseroptischen Messungen ergeben (Abschnitt 2.5).

b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Standardabweichungen betragen 0,01531 und sind daher nicht sinnvoll darstellbar.

a



b

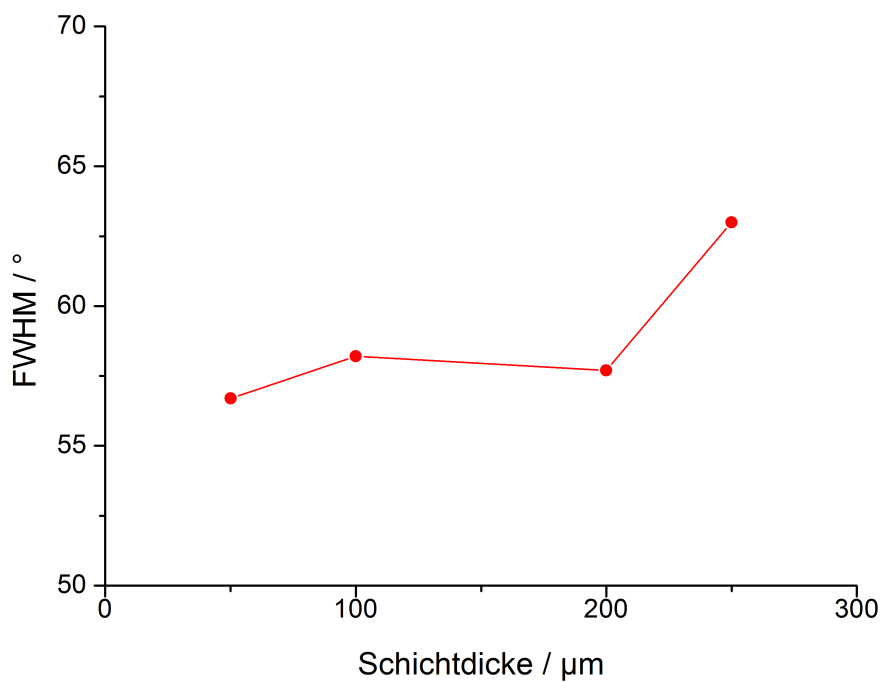
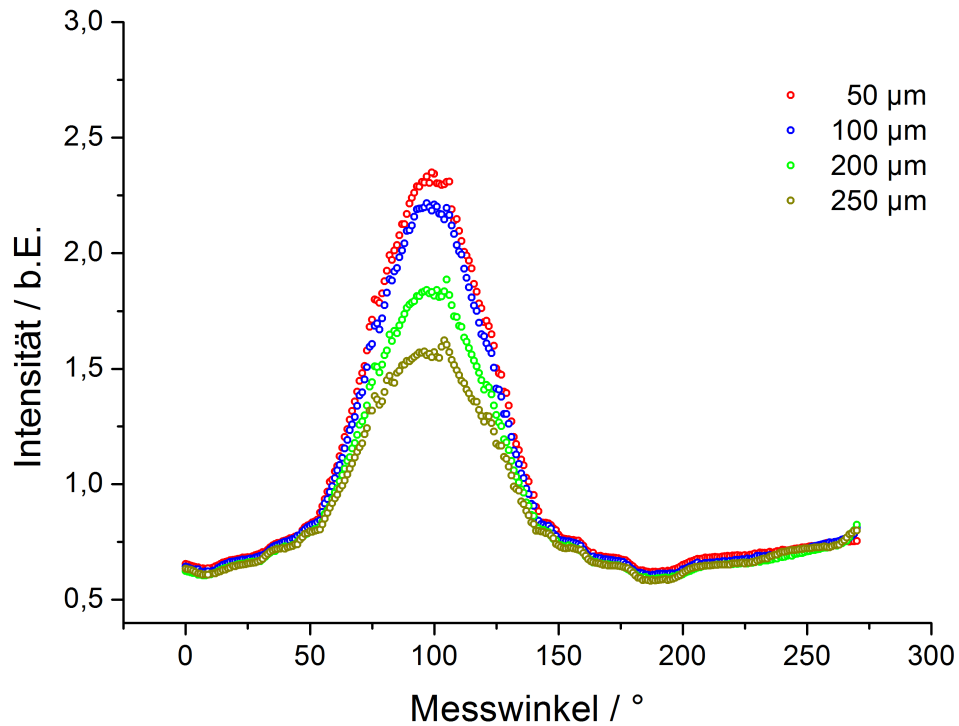


Abb. 21: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Breeze für verschiedene Schichtdicken bei 633 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. Die einzelnen Punkte sind Mittelwerte, die sich aus vier laseroptischen Messungen ergeben (Abschnitt 2.5).

b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Standardabweichungen betragen 0,01988 und sind daher nicht sinnvoll darstellbar.

a



b

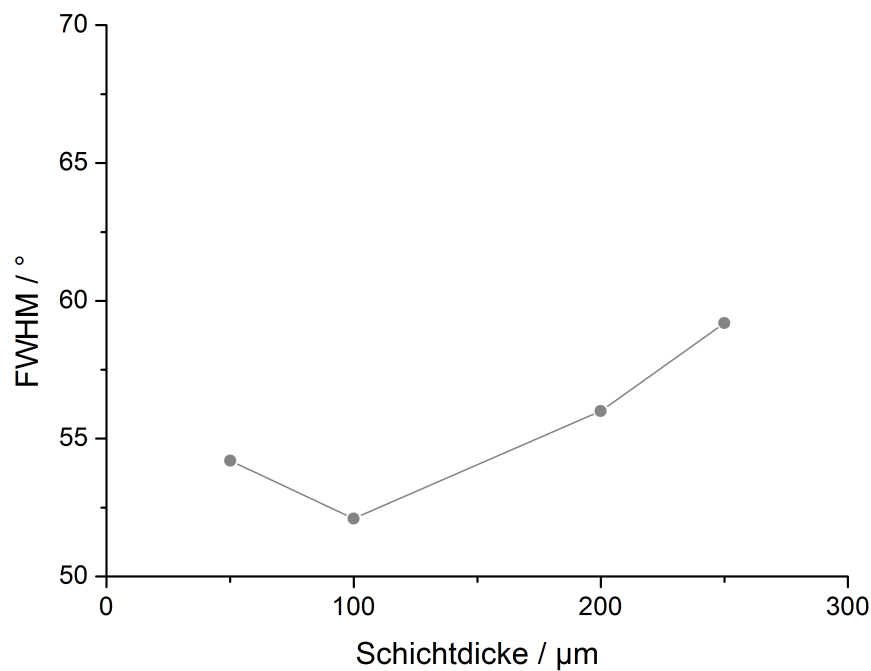


Abb. 22: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Breeze für verschiedene Schichtdicken bei 1064 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. Die einzelnen Punkte sind Mittelwerte, die sich aus vier laseroptischen Messungen ergeben (Abschnitt 2.5).

b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Standardabweichungen betragen 0,02165 und sind daher nicht sinnvoll darstellbar.

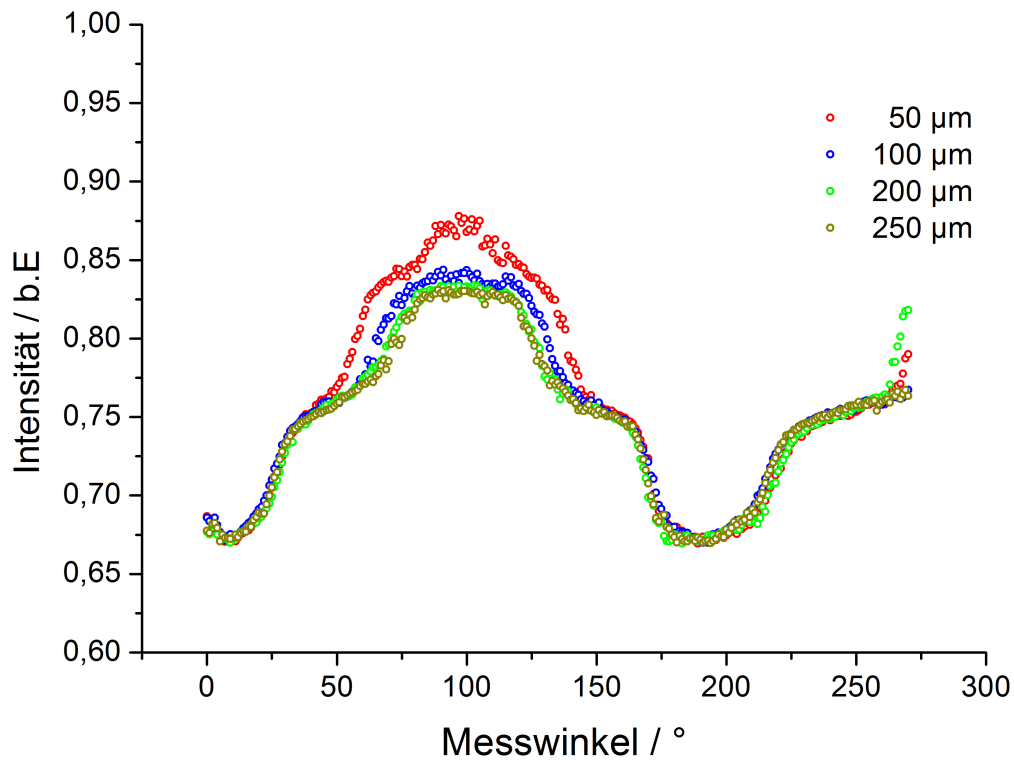
3. PANAVIA F2.0

Die Intensitätsreduzierung bei 532 nm (Abb. 23a) zeigt sich am stärksten zwischen 50 μm und 100 μm . Von 100 μm bis 250 μm liegen die Intensitätskurven nah bei einander. PANAVIA F 2.0 weist die höchste Intensität bei 633 nm (Abb. 24a) und 100 μm Schichtdicke auf. Der infrarote Laser zeigt eine gleichmäßige Verringerung der Intensität mit Erhöhung der Schichtdicke (Abb. 25a). Die Halbwertsbreiten bei 532 nm (Abb. 23b) zeigen im Gegensatz zu Bifix SE und Breeze einen kontinuierlichen Abfall der Kurve bis 200 μm und steigen auf 250 μm leicht an. Der rote Laser (Abb. 24b) weist zunächst einen Abfall der Kurve von 50 μm bis 100 μm auf. Des Weiteren ist eine Steigung der Kurve ab 100 μm über 200 μm bis auf 250 μm zu erkennen. Bei 1064 nm (Abb. 25b) besteht ein stetiger Anstieg der Kurve über sämtliche Schichtdicken. In der Tabelle 9 sind die maximalen gemessenen Werte der transmittierten Intensität und die errechneten Halbwertsbreiten für PANAVIA F 2.0 sämtlicher Schichtdicken aufgelistet.

Tab. 9: Darstellung der Ergebnisse von Intensitäten und Halbwertsbreiten für PANAVIA F 2.0. Die maximalen Intensitätswerte liegen bei einer Winkelkoordinate von ca. 100°.

Wellenlänge	532 nm		633 nm		1064 nm	
	Intensität (b. E.)	FWHM (°)	Intensität (b. E.)	FWHM (°)	Intensität (b. E.)	FWHM (°)
50	0,88	73,4	1,33	60,1	2,04	57,3
100	0,84	68,0	1,37	57,7	1,67	59,2
200	0,83	59,0	1,20	60,1	1,41	62,9
250	0,83	59,5	1,06	61,1	1,27	66,0

a



b

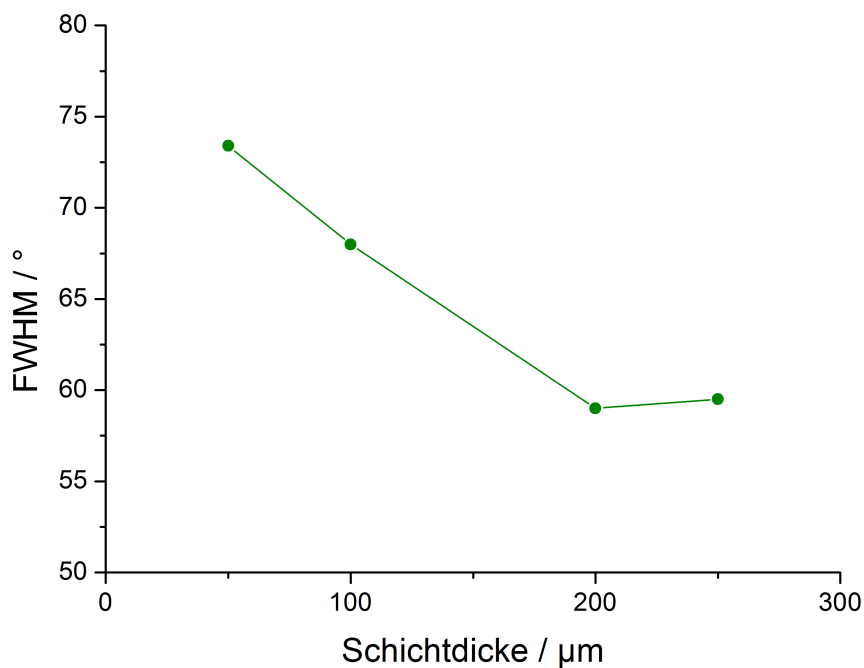
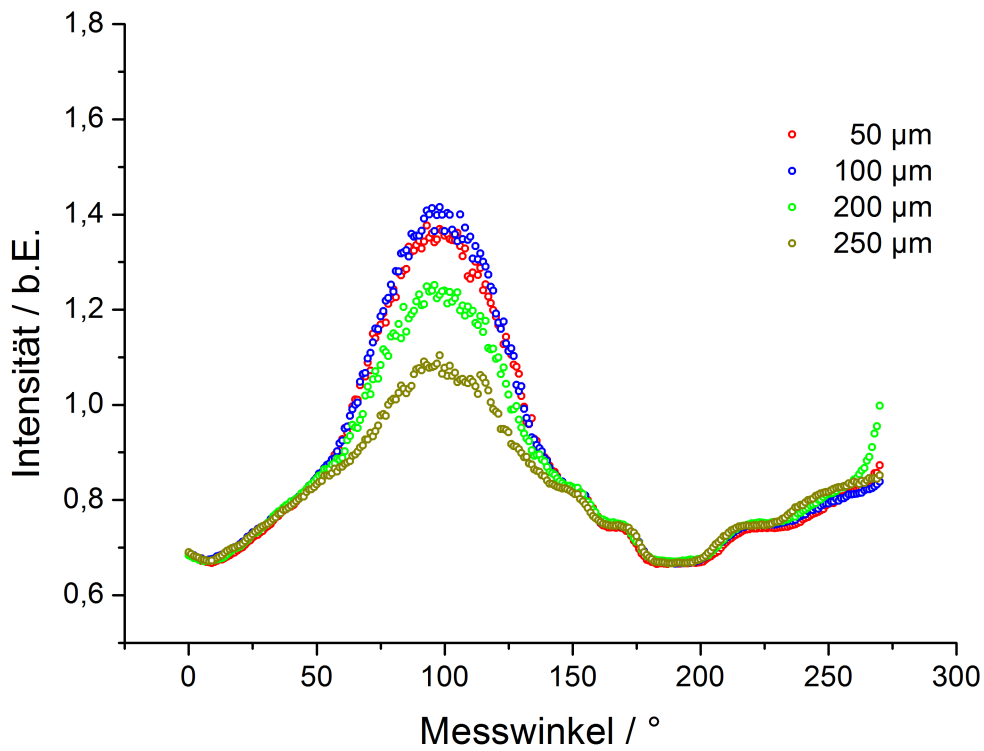


Abb. 23: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von PANAVIA F 2.0 für verschiedene Schichtdicken bei 532 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. Die einzelnen Punkte sind Mittelwerte, die sich aus vier laseroptischen Messungen ergeben (Abschnitt 2.5). b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Standardabweichungen betragen 0,00289 und sind daher nicht sinnvoll darstellbar.

a



b

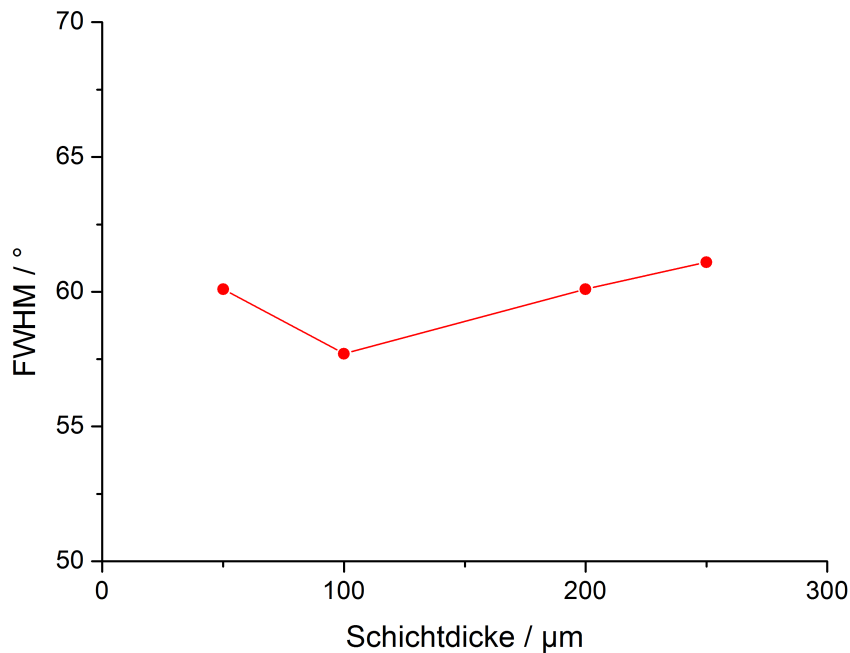
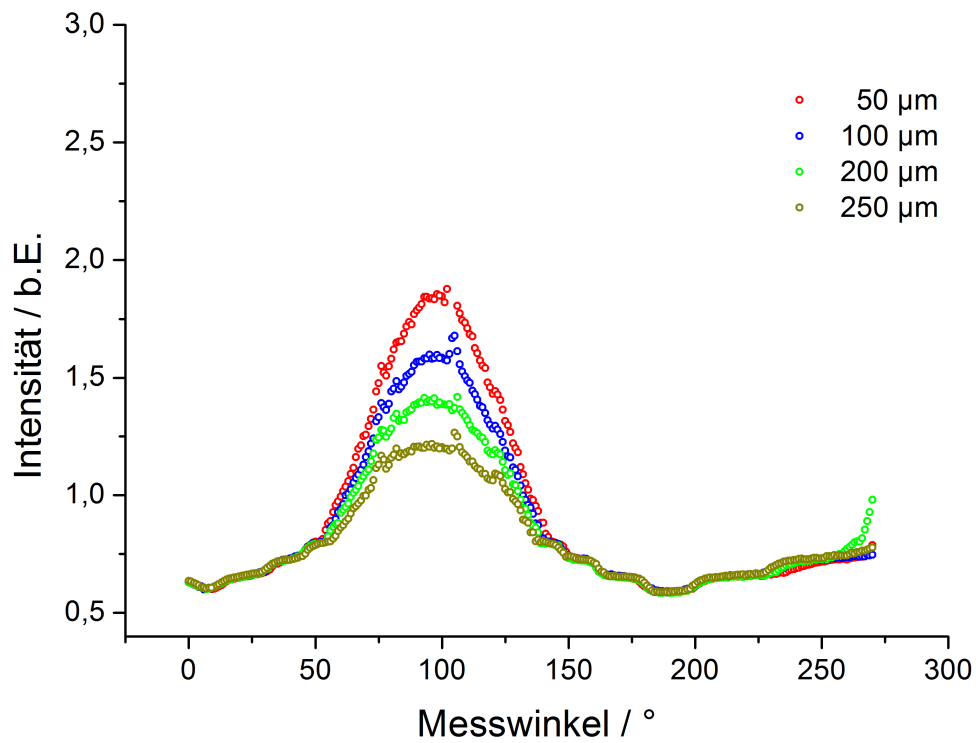


Abb. 24: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von PANAVIA F 2.0 für verschiedene Schichtdicken bei 633 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. Die einzelnen Punkte sind Mittelwerte, die sich aus vier laseroptischen Messungen ergeben (Abschnitt 2.5). b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Standardabweichungen betragen 0,00663 und sind daher nicht sinnvoll darstellbar.

a



b

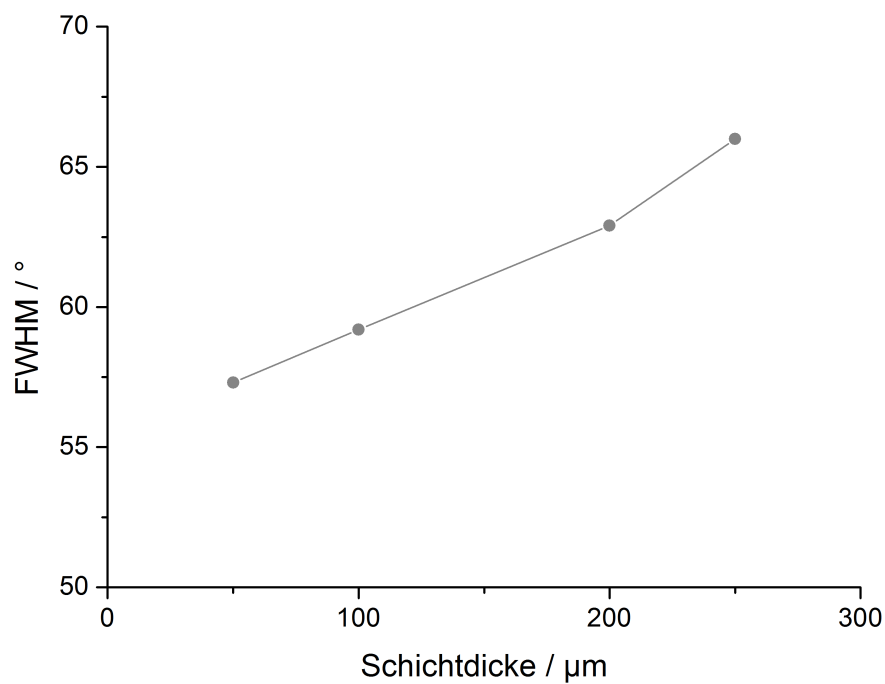


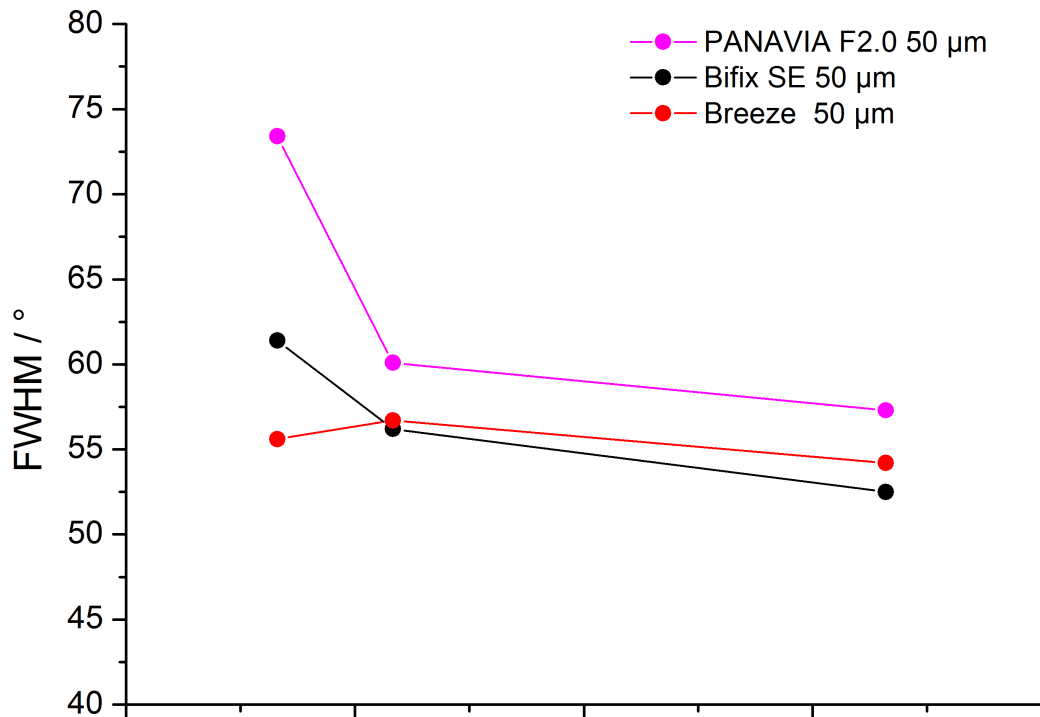
Abb. 25: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von PANAVIA F2.0 für verschiedene Schichtdicken bei 1064 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. Die einzelnen Punkte sind Mittelwerte, die sich aus vier laseroptischen Messungen ergeben (Abschnitt 2.5).

b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke. Die Standardabweichungen betragen 0,01 und sind daher nicht sinnvoll darstellbar.

Die Halbwertsbreiten wurden außerdem über die Wellenlänge verglichen. Daraus haben sich folgende Ergebnisse ergeben: Bei 50 μm Schichtdicke fallen die Kurven von PANAVIA F2.0 und Bifix SE von grün über rot zum nahen infraroten Bereich ab (Abb. 26a), Breeze zeigt einen leichten Anstieg von grün nach rot, danach aber einen Abfall bis zu 1064 nm. Auf dem nächsten Bild (Abb. 26b) ist ein konstanter Abfall der Kurven von Bifix SE und Breeze bei 100 μm zu erkennen. Dabei weist PANAVIA F2.0 einen Anstieg der Kurve zum nahen infraroten Bereich nach einem leichten Abfall von grün zu rot auf. Bei der Betrachtung der Diagramme bei 200 μm (Abb. 26c) verlaufen die Kurven von Bifix SE und Breeze gleich abfallend im sichtbaren Bereich, zeigen aber einen leichten Trend zum Anstieg von Rot zu Infrarot im Vergleich zur vorhergehenden Schichtdicke. Die Kurve von PANAVIA F2.0 zeigt einen Anstieg, der sich stärker von 633 nm bis nach 1064 nm ausprägt. Bei der Schichtdicke von 250 μm bleibt die Tendenz zur Steigung der Kurven erhalten (Abb. 26d). Es wird im sichtbaren und nahen infraroten Bereich eine konstante Steigung von PANAVIA F2.0 beobachtet, dabei zeigen die Kurven von Bifix SE und Breeze allerdings einen ansteigenden Verlauf zum nahen Infrarot. Allgemein lässt sich hier zusammenfassen:

- Bei 50 μm kann der Trend zum Abfall der Kurven aller Befestigungsmaterialien in sichtbaren und nahen infraroten Bereichen beobachtet werden.
- Bei 100 μm fallen ebenfalls alle Kurven von grün über rot zum Infrarot ab, wobei PANAVIA F 2.0 Kurve einen leichten Anstieg bei 1064 nm aufweist.
- Bei 200 μm weisen Bifix SE und Breeze Kurven nach dem Abfall von grün nach rot eine ansteigende Tendenz zum Infrarot auf. PANAVIA F 2.0 Kurve steigt von grün über rot zum Infrarot stetig an.
- Bei 250 μm ist die Tendenz einer Steigung aller Kurven zum Infrarot ersichtlich.

a



b

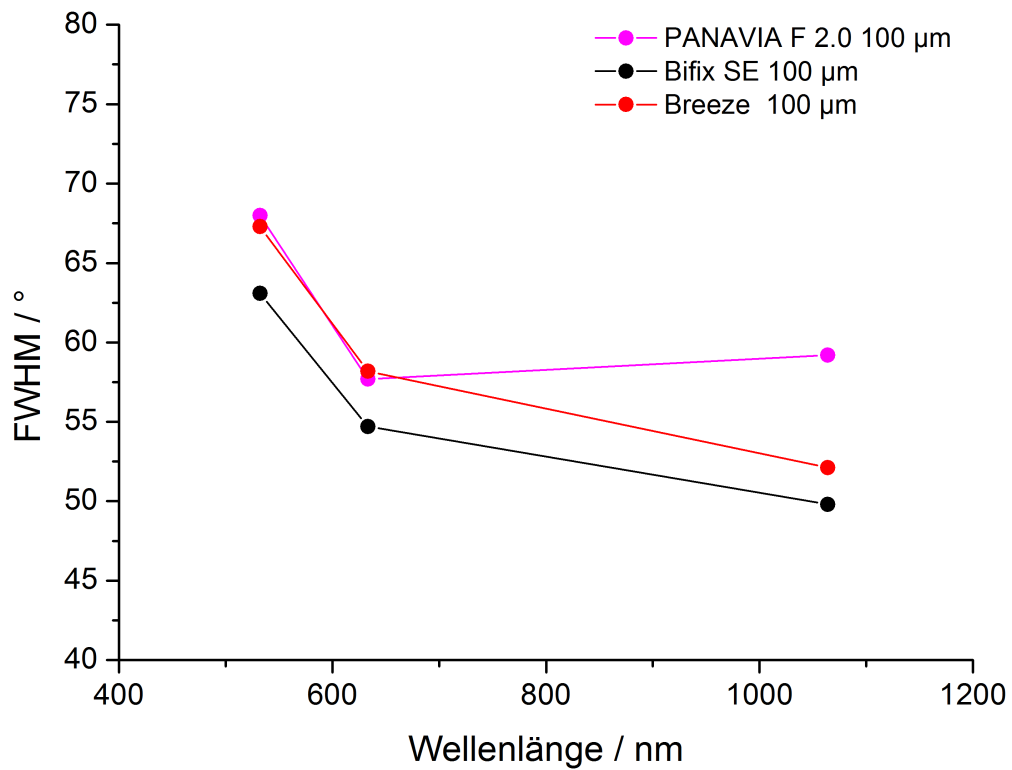
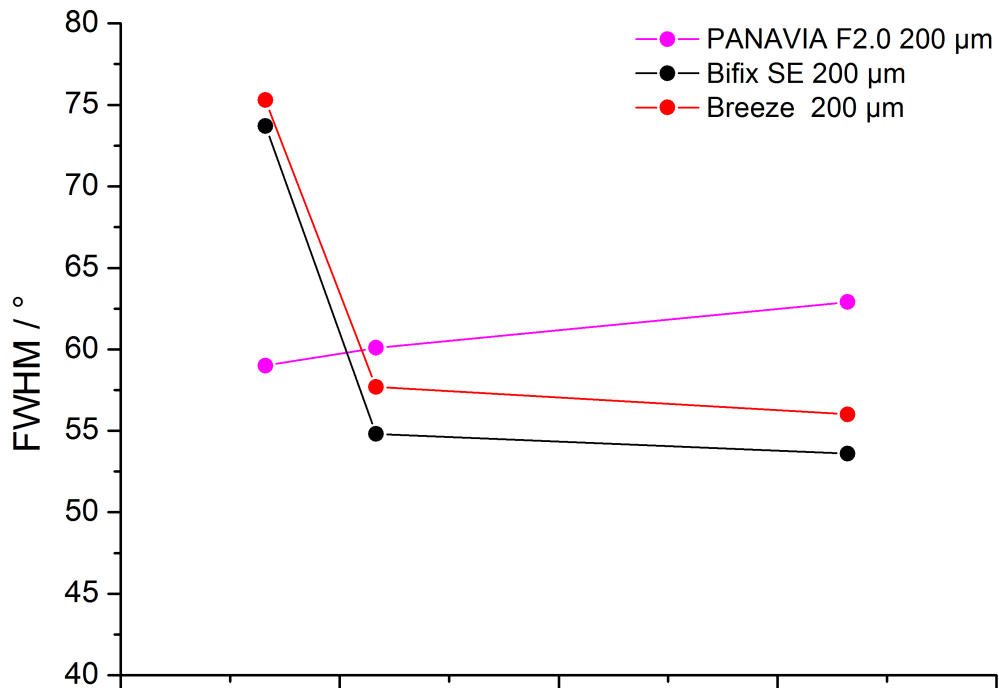


Abb. 26: Darstellungen der Halbwertsbreiten a) für 50 μm und b) für 100 μm Schichtdicke aufgetragen über der Wellenlänge.

c



d

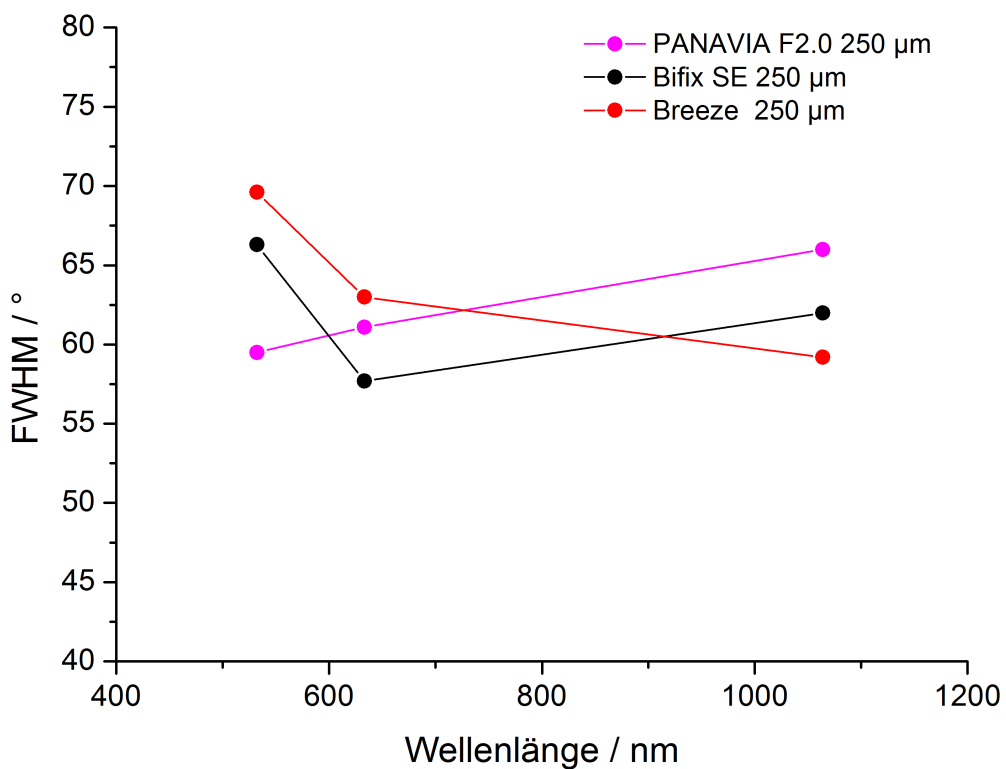


Abb. 26 (Fortsetzung): Darstellungen der Halbwertsbreiten c) für 200 μm und d) für 250 μm Schichtdicke aufgetragen über der Wellenlänge.

4. Diskussion

4.1 Bewertung der Methode, Fehleranalyse

Die Goniophotometrie ist eine bewährte Methode bei Messungen von winkelabhängigen Streulichtverteilungen eines Probekörpers. Jacques et al. (1987) erwähnten beispielsweise eine dabei entstehende Problematik, dass die Schichtdicke der Probe eine Mehrfachstreuung zufolge hat. Die Dicke der keramischen Basiskörper betrug hier 0,4 mm. Infolgedessen konnten bei den Messungen Kanteneffekte der Probe entstehen und in den entsprechenden Diagrammen beobachtet werden. Dies betraf prinzipiell alle Laserfarben, am stärksten jedoch konnten diese Effekte bei der Wellenlänge 532 nm beobachtet werden. So wurden die Messungen an dem keramischen Basiskörper als Ausgangspunkt genommen und bei der Halbwertsbreitenanalyse berücksichtigt.

Ein Verlustmechanismus der Lichtintensität ist die Rückreflexion an der keramischen Oberfläche. Die Probekörper wurden daher immer von der keramischen Seite her bestrahlt, sodass die Oberflächenreflexion für alle Proben gleich war und für den Materialvergleich vernachlässigt werden konnte.

Bei der Probenherstellung musste die Einmischung der Befestigungsmaterialien sowie deren Aushärtung sorgfältig durchgeführt werden. Die ausgewählte Dicke von 0,4 mm erforderte eine behutsame Behandlung der Basiskörper, da diese sehr fragil waren und eine Politur der Oberfläche unmöglich machten. Die keramischen Basiskörper wurden für alle Befestigungsmaterialien als Träger verwendet. Daher konnten die relevanten Auswertungen ausschließlich auf die Befestigungskunststoffe übertragen werden.

Die Laserleistung sollte für alle Laser auf einen einheitlichen Wert von 5 mW kalibriert werden, was der maximalen Leistung des HeNe Lasers entsprach. Das Kalibrieren der Festkörperlaser auf diesen Leistungswert erwies sich in deren unterem Leistungsspektrum als schwierig und war daher mit einer gewissen Schwankungsbreite behaftet.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Betrachtung der Intensitäts- und Leistungsmessungen

Die in dieser Arbeit gesetzten Ziele und Hypothesen bezogen sich auf die Untersuchung der Transmissions- und Streuverhältnisse des Lichtes beim Durchdringen der Proben, die aus einem keramischen Basiskörper mit unterschiedlichen Befestigungsmaterialien bestand. In Anbetracht der ersten Hypothese zeigten die experimentellen Ergebnisse (Abschnitt 3.2), dass die Transmission des Lichtes mit zunehmender Wellenlänge ansteigt (Abb. 17a-25a). Diese Zunahme der transmittierten Intensität wurde für alle untersuchten Befestigungsmaterialien sämtlicher Schichtdicken beobachtet, was die erste Hypothese bestätigt. Diese Intensitätssteigerung kann über die Minimierung von Einflüssen der Streuung zum nahen infraroten Bereich erklärt werden (Abb. 1). Außerdem sind Verluste durch Absorption und Reflexion an der Oberfläche mit der Zunahme der Wellenlänge geringer. Die Erhöhung von Lichttransmission wurde auch bei den Leistungsvergleichen beobachtet (Abschnitt 3.1). Die Kurven der Befestigungskunststoffe zeigen im sichtbaren Bereich (bei Wellenlängen 532 nm und 633 nm) einen ähnlichen Verlauf und eine Parallelität, da hier ein geringerer Wellenlängenunterschied besteht. Danach steigt die Transmission des Lichtes bei 1064 nm an, was in der Steigung der Kurve sichtbar wird (Abb. 14-16).

Die Tendenz der Verringerung von transmittierter Intensität wurde mit Zunahme der Schichtdicke der untersuchten Befestigungskunststoffe beobachtet. Darauf wiesen die Leistungs- und Intensitätsmessungen hin. Somit kann die zweite Hypothese ebenfalls bestätigt werden. Diese Tendenz folgt dem Lambert-Beer'schen Gesetz (Gl. 2). Die Intensität nimmt exponentiell mit zunehmender Schichtdicke der Materialien ab. Laut der Strahlungstransporttheorie kann die Lichtausbreitung in trüben Medien u. a. durch den Absorptionskoeffizienten und den Streukoeffizienten beschrieben werden. Die gesamte Schwächung des transmittierten Lichtes wird als Extinktion bezeichnet (Gl. 1). Da nicht bekannt ist, in welchem Ausmaß Absorption und Streuung auftreten, muss eine gesamte Schwächung betrachtet werden. Während der Leistungsmessungen wurden die Proben möglichst nah zum Detektor hin positioniert, um die potenziellen Verluste durch Streuung zu minimieren. Somit können die Verluste als systematische Fehler betrachtet werden,

da alle Proben auf eine gleiche Weise vermessen wurden. Beim Durchführen der Leistungsvergleiche für „Luft“ und „Keramik“ (Abb. 13) ist eine Verringerung der Leistung für „Keramik“ zu erkennen. Weitere Vergleiche ergeben eine deutliche Reduktion der Leistung des Laserlichtes beim Durchdringen der Proben mit den Befestigungskunststoffen zunehmender Schichtdicke (Abb. 14-16).

Die winkelabhängigen Intensitätsmessungen bestätigen diese Tendenz und zeigen dabei materialspezifische Unterschiede (Abb. 17a-25a). Bei genauer Betrachtung setzen sich die Befestigungskunststoffe aus einer organischen Polymermatrix, gemischt mit anorganischen Füllkörpern und zugefügten Hilfsstoffen wie Initiatoren, Katalysatoren, Inhibitoren, die die physikalischen Eigenschaften verbessern, zusammen. Die optischen Charakteristika werden mittels Farbpigmenten und anorganischen Füllkörpern unterstützt. Aufgrund dieser Zusammensetzung, die konventionellen Kunststoffen gleicht, könnten die Übereinstimmungen auch in den optischen Eigenschaften gesehen werden. Die Faktoren, die eine Auswirkung auf die Lichtwechselwirkung der Kunststoffe haben, beruhen auf den chemischen Zusammensetzungen der Kunststoffe. Die Lichttransmission der Kunststoffe wird beispielsweise durch die Unterschiede in den Brechungsindizes der Polymermatrix und den Füllkörpern beeinflusst. Durch die Anpassung der Brechungsindizes werden Eigenschaften wie Transmission und Polymerisationstiefe verbessert (Hirabayashi und Hirasawa, 1990). Im Weiteren wirken der Typ der verwendeten Monomere und die Anzahl, Art und Form der Füllkörper auf die Transmission ein (Emami et al., 2005; Masotti et al., 2007; Santos et al., 2008). Die Absorption findet in den Farbpigmenten oder der Polymermatrix statt, wobei sich die Streuung auf die Füllkörper bezieht (Friebel et al., 2009). Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Befestigungskunststoffe Bifix SE und Breeze sind selbstadhäsiv–haben ein integriertes Adhäsiv zur Zahnhartsubstanz. PANAVIA F2.0 benötigt wiederum bei der Anwendung ein separates Adhäsiv zur Zahnhartsubstanz. Des Weiteren verfügen die untersuchten Materialien über unterschiedliche Kombinationen von Monomeren in der Polymermatrix, deren Brechungsindex nicht bekannt ist. Der Füllkörperanteil war nur bei PANAVIA F2.0 (59 Vol.-%) und Bifix SE (70 Vol.-%) seitens der Hersteller angegeben. Die optischen Wechselwirkungen in den Materialien sind komplex, es fehlen aber weitere Angaben, um ein besseres Verständnis über diese Vorgänge zu erhalten.

Aus den experimentellen Ergebnissen können ähnliche Transmissionsverhalten für Bifix SE und Breeze abgeleitet werden (Abb. 17a-22a). Deren transmittierte Intensitäten waren für alle Laserfarben vergleichbar hoch. Die niedrigste Intensität wurde bei PANAVIA F2.0 bei allen Schichtdicken und Laserfarben beobachtet (Abb. 23a-25a). Ein weiterer Faktor, der sich auf die Intensität des transmittierten Lichtes auswirken kann, ist die Farbe der Befestigungskunststoffe. Guiraldo et al. (2009) berichteten über die Verringerung der Energie des transmittierten Lichtes bei dunklen Farben konventioneller Kunststoffe, die mit der starken Absorption assoziiert wird. Dies bestätigt sich in vorliegender Arbeit in den Tabellen 7-9. Die Herstellerangaben der Farbtöne zu den verwendeten Befestigungsmaterialien PANAVIA F 2.0 und Bifix SE waren hierbei „Light“ und „Universell“. Breeze wurde gemäß der VITA Farbskala (Firma VITA, Bad Säckingen, Deutschland) als Farbton A2 angegeben. Um die Befestigungsmaterialien anhand der Farbe vergleichen zu können, wurden die Probekörper subjektiv auf „hell“ (Bifix SE), „medium“ (Breeze) und „dunkel“ (PANAVIA F2.0) eingeordnet. Warum Bifix SE subjektiv hier „heller“ erscheint, kann an der Materialzusammensetzung liegen. Herstellerangaben konnten diesbezüglich nicht ermittelt werden. Die PANAVIA F 2.0-Probekörper erschienen nach der Anfertigung leicht gelblich. Diese Verfärbung kann allerdings mit dem Initiatorsystem zusammenhängen. So bewirkt das Campherchinon beispielsweise eine gelbe Farbe des Komposites (Silami et al., 2013).

Ferner kann das Einmischen des Materials von Bedeutung sein. PANAVIA F 2.0 wird in Form von zwei Pasten hergestellt und per Hand dosiert und eingemischt, im Gegensatz zu anderen verwendeten Befestigungsmaterialien, die mittels einer Auto-Mix-Spritze abgegeben werden. Sulaiman et al. (2018) berichteten über die Veränderung von mechanischen Eigenschaften der Kunststoffzemente in Abhängigkeit von der Einmischmethode. Es ist bisher nicht bekannt, wie die Art der Materialabgabe die optischen Eigenschaften beeinflusst.

4.2.2 Betrachtung der Streuverhältnisse

Anhand der Halbwertsbreitenanalyse wurden die Einflüsse der Schichtdicke der Befestigungsmaterialien auf die Streuverhältnisse des Lichtes unterschiedlicher Wellenlängen untersucht. Aus den experimentellen Ergebnissen ist zu erkennen, wie sich die Streuwinkel

kel in sichtbaren und nahen infraroten Bereichen mit der Zunahme der Schichtdicke ändern (Abb. 17b-25b). Infolgedessen hat sich die dritte Hypothese, dass die Schichtdicke keinen Einfluss auf die Streuung in sichtbaren und nahen infraroten Bereichen hat, nicht bestätigt. Außerdem deuten die Ergebnisse auf materialspezifische Unterschiede innerhalb einer Laserfarbe hin. Dabei ist ein vergleichbarer Kurvenverlauf der Diagramme von Bifix SE und Breeze ersichtlich. Die Diagramme von PANA VIA F 2.0 zeigen wiederum einen individuellen Verlauf, der bei 532 nm und 1064 nm Wellenlänge auffallend ist. Bei der roten Laserquelle weisen alle Kurven eine Ähnlichkeit in ihrem Verlauf auf.

Des Weiteren wurden die Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Wellenlänge verglichen. Bezugnehmend auf die dünnen Schichten (Abb. 26a, 26b) kann in sichtbaren und nahen infraroten Bereichen für alle Befestigungsmaterialien einen Abfall der Kurven beobachtet werden, wobei bei 100 μm die Kurve von PANA VIA F2.0 zum nahen Infrarot leicht ansteigt. Bei 200 μm Schichtdicke (Abb. 26c) befinden sich die Kurven von Bifix SE und Breeze nach einem Abfall im sichtbaren Bereich auf einem Plateau zum nahen Infrarot. Die Kurve von PANA VIA F2.0 weist eine konstante Steigung von grün über rot zum Infrarot auf. Bei der dickeren Schicht von 250 μm (Abb. 26d) ist eine weitere Steigung der Kurve von PANA VIA F2.0 zu erkennen, dabei steigen die Kurven von Bifix SE und Breeze zum Infrarot an.

Das prinzipielle Verhalten der Kurven kann anhand der Abb. 1 abgeleitet werden. Bei der Abb. 1 handelt es sich um das anschauliche Prinzip der Absorptions- und Streuverluste in Abhängigkeit von der Wellenlänge im Bereich von 0,5 μm bis 10 μm . Die Absorptionsverluste sind für UV- und infrarote Bereiche des Spektrums dargestellt. Es ist zu betonen, dass die Verluste hier auf einer logarithmischen Skala in dB/km angegeben sind und daher nur zur Übersicht herangezogen werden sollten. In dieser Arbeit ist das Spektrum auf sichtbare und nahe infrarote Bereiche beschränkt und die Schichtdicken liegen in Mikrometer vor.

Gemäß des Absorptionsgesetzes (Gl. 2) und in Anbetracht der Tatsache, dass in trüben Medien Streuung und Absorption gleichzeitig auftreten, lässt sich aus den Ergebnissen (Abb. 26 a-d) schließen, dass im sichtbaren Bereich, bei dünnen Schichten der Befestigungsmaterialien, Streuung und Absorption einen geringeren Einfluss aufweisen. Mit der Zunahme der Schichtdicke nehmen die Einflüsse der Streuung und Absorption zu. Daneben sind die unterschiedlichen Einflüsse der Befestigungsmaterialien ersichtlich. PA-

NAVIA F2.0 zeigt schon ab 100 μm eine Steigung der Kurve, was für Bifix SE und Breeze erst ab 250 μm sichtbar wird. Bei der Betrachtung der Ergebnisse ist der sichtbare (visuelle) Bereich des Spektrums von Bedeutung, da die Lichtstreuung und Absorption die Farbe und Transluzenz der restaurativen Materialien beeinflussen (Cook und McAree, 1985). Bezüglich der Befestigungskunststoffe ist die Streuung an den Füllkörpern zu erwarten, wobei die Größe der Füllkörper und deren Konzentration im Material die Intensität der Streueffekte steuern. Die höheren Konzentrationen der Füllkörper bringen den Streukoeffizienten auf einen Plateauwert (Lee, 2007). Das Licht wird an den Oberflächen der inneren Einschlüsse (Füllkörper, Farbpigmente, Poren) reflektiert. Dieser Effekt nimmt mit der Zunahme der Schichtdicke des Materials ab, wobei die Absorption steigt (Grajower et al., 1982).

Die experimentellen Ergebnisse zeigen, dass die Zunahme der Schichtdicke bei verschiedenen Befestigungsmaterialien die Streuung und Absorption unterschiedlich beeinflusst. Die Schichtdicke des Befestigungsmaterials nach der Fixation der keramischen Restauration ist von verschiedenen Faktoren abhängig. Dazu zählen unter anderem die Art und Zusammensetzung des Befestigungsmaterials und Homogenität der Einmischung sowie die Charakteristika des Stumpfes (Behr und Rosentritt, 2018). Die seitens des Herstellers angegebene Schichtdicke unterscheidet sich oft von der klinisch möglichen. Einige Autoren berichten über eine optimale Schichtdicke der Befestigungskunststoffe zwischen 100 und 300 μm (May et al., 2012; Prakki et al., 2007). Die minimale Schichtdicke untersuchter Befestigungsmaterialien variiert laut der Angaben der Hersteller zwischen 10 μm und 30 μm (ZMK-aktuell, 2009).

Es kann festgehalten werden, dass das einfallende Licht bei dünnen Schichten der Befestigungsmaterialien wenig durch die Streuung und Absorption beeinflusst wird. Wenn die Schichtdicke ansteigt, treten Lichtstreuung und Absorption in den Befestigungskunststoffen stärker auf.

4.3 Klinische Relevanz

Vollkeramische Restaurationen ermöglichen aufgrund von hoher Lichttransmission eine bessere Wiedergabe der natürlichen Zahngewebe im Vergleich zu metallbasierten Zahnversorgungen. Auf ein ästhetisch akzeptables Ergebnis der Restauration nehmen

die Faktoren wie Dicke der Keramik, Farbe und Dicke der Befestigungsmaterialien sowie die Farbe unterliegender Zahnhartsubstanz einen Einfluss (Vichi et al., 2000). Einige Studien berichten über Veränderung der Farbe vollkeramischer Restaurationen in Abhängigkeit von der Farbe des verwendeten Befestigungsmaterials (Chang et al., 2009; Chen et al., 2015; Giti et al., 2019; Turgut und Bagis, 2013), wobei die Dicke der Keramik entscheidend ist. Vichi et al. (2000) zeigten, dass bei den Keramikdicken von 1,0 mm die Farbunterschiede nach dem Zementieren wahrzunehmen sind. So werden z. B. bei der Herstellung von Veneers und Kronen im Frontzahnbereich solche Keramikdicken eingesetzt. Im Rahmen dieser Arbeit betrug die Schichtdicke der keramischen Basiskörper 0,4 mm, um die maximal mögliche Lichttransmission der Keramik zu erzeugen.

Die vorliegenden Untersuchungen zeigen, dass bei den Schichtdicken der Befestigungsmaterialien 50 μm und 100 μm kein Einfluss des Befestigungsmaterials auf die Ästhetik, d. h. auf das Farbempfinden, besteht. Bei den Schichtdicken 200 μm und 250 μm deuten die experimentellen Ergebnisse auf eine Reduktion der Lichttransmission mit zunehmender Schichtdicke der Befestigungsmaterialien hin. Dabei zeigen winkelabhängige Messungen die Veränderungen der Streuwinkel unter Anwendung von Licht unterschiedlicher Wellenlängen auf die Befestigungskunststoffe verschiedener Schichtdicken. Im sichtbaren Bereich des Spektrums waren Einflüsse der Streuung und Absorption bei dickeren Schichten der Materialien auffallend, was eine Auswirkung auf die Farbe und Transluzenz der vollkeramischen Restauration durch die Lichtwechselwirkung im Befestigungsmaterial haben könnte.

5. Zusammenfassung

Die Etablierung vollkeramischer Restaurationen in die alltägliche Praxis bietet ein breites Spektrum an anspruchsvollen ästhetischen Zahnversorgungen an. Durch die Entwicklung neuer Vollkeramiksysteme können die optischen Eigenschaften der natürlichen Zähne besser nachgeahmt werden. Die Wechselwirkungsprozesse zwischen Licht und Restaurationsmaterial liegen dem optischen Empfinden zugrunde. So werden beispielsweise durch die Transmission, Streuung, Absorption und Reflexion des Lichtes die Farbe und Transluzenz beschrieben. Auf Grund von hoher Lichttransmission der Keramik können daher Befestigungsmaterialien einen Einfluss auf das ästhetische Ergebnis nehmen. Im Rahmen dieser Arbeit wurden drei Befestigungsmaterialien (Bifix SE, Breeze, PANAVIA F 2.0) untersucht, die auf einen keramischen Basiskörper (0,4 mm) in verschiedenen Schichtdicken (50 μm , 100 μm , 200 μm , 250 μm) aufgetragen wurden. Die Befestigungskunststoffe wiesen unterschiedliche Zusammensetzung und Farbtöne auf. Es wurden Lichtintensitäten und Streueffekte unterschiedlicher Wellenlängen (532 nm, 633 nm, 1064 nm) mittels Laserstrahlquellen bei senkrechtem Lichteinfall auf die Probe winkelabhängig erfasst. Ergänzend dazu wurden Einflüsse auf die Leistungen des Lichtes in Abhängigkeit von der Schichtdicke der Befestigungsmaterialien analysiert.

Die Intensitätsmessungen ergaben bei allen Wellenlängen eine Reduktion der Lichtintensität mit der Zunahme der Schichtdicke der Befestigungskunststoffe. Zudem stieg die Lichttransmission mit der zunehmenden Wellenlänge. Darüber hinaus wurden material-spezifische Unterschiede ersichtlich. PANAVIA F 2.0 zeigte in sichtbaren und nahen infraroten Bereichen bei sämtlichen Schichtdicken niedrigste transmittierte Intensitäten. Die Leistungsmessungen standen in Übereinstimmung mit den Intensitätsmessungen. Für die Betrachtung der Streuverhältnisse wurde eine Analyse der Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke und der Wellenlänge durchgeführt. Aus den experimentellen Ergebnissen ist zu erkennen, dass sich die Streuwinkel mit der Steigerung der Schichtdicke und Zunahme der Wellenlänge ändern. Dabei wurden die Unterschiede in den Streuverhältnissen in Abhängigkeit von den Befestigungsmaterialien beobachtet. Bifix SE und Breeze zeigten einen ähnlichen Verlauf der Halbwertsbreiten bei allen Schichtdicken und Laserfarben.

Für PANAVIA F 2.0 wurde in sichtbaren und nahen infraroten Bereichen bei 50 μm und 100 μm der Verlauf der Halbwertsbreiten analog und bei 200 μm und 250 μm Schichtdicke abweichend zu anderen Materialien festgestellt.

Bei den dünnen Schichten der Befestigungskunststoffe tritt bevorzugt die Streuung (Lichtverteilung) in Erscheinung. Bei dickeren Schichten nimmt die Absorption nach dem Lambert-Beer'schen Gesetz zu. Das bedeutet für die Klinik, dass zwischen 50 μm und 100 μm Schichtdicke kein Einfluss auf die Ästhetik besteht. Dabei haben die laseroptischen Untersuchungen gezeigt, dass eine Reduktion der transmittierten Intensitäten und Veränderung der Streuwinkel bei dickeren Schichten (200 μm und 250 μm) der Befestigungskunststoffe im sichtbaren Bereich eine Auswirkung auf die Transluzenz und Farbe keramischer Restaurationen haben können.

Anhand vorliegender Untersuchungen kann abgeleitet werden, dass die Befestigungsmaterialien einen Einfluss auf die optischen Eigenschaften vollkeramischer Restaurationen nehmen können. Darüber hinaus ist die Erweiterung der Kenntnisse über die optischen Eigenschaften der Befestigungsmaterialien und deren Lichtwechselwirkung von großer Bedeutung für ein ästhetisch zufriedenstellendes Ergebnis.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Grafische Darstellung der wellenlängenabhängigen Verlustmechanismen von Absorption und Streuung	22
Abb. 2: Fotografische Darstellung der Proben mit Bifix SE (1), Breeze (2) und Panavia F 2.0 (3) in 200 µm Schichtdicke	25
Abb. 3: Fotografische Darstellung der Methode der Probenherstellung	28
Abb. 4: Fotografische Darstellung der Proben in den Schichtdicken 50 µm, 100 µm, 200 µm und 250 µm	28
Abb. 5: Schematische Darstellung des Messaufbaus	30
Abb. 6: Fotografische Darstellung des Messaufbaus	31
Abb. 7: Grafische Darstellung des Messprinzips	33
Abb. 8: Fotografische Darstellung des Probenhalters	33
Abb. 9: Grafische Darstellung der Messungen mit einer Übertragung der Kanteneffekte in das Diagramm	35
Abb. 10: Grafische Darstellung zu der Methode der Bestimmung von Halbwertsbreiten	36
Abb. 11: Fotografische Darstellung einer Leistungsmessung	37
Abb. 12: Schematische Darstellung des Prinzips der Leistungsmessungen	38
Abb. 13: Grafische Darstellung der Leistungsvergleiche in Luft und am keramischen Basiskörper bei den verschiedenen Laserwellenlängen	39
Abb. 14: Darstellung der leistungsabhängigen Transmission für Bifix SE bei verschiedenen Schichtdicken in Abhängigkeit von der Wellenlänge	42
Abb. 15: Darstellung der leistungsabhängigen Transmission für Breeze bei verschiedenen Schichtdicken in Abhängigkeit von der Wellenlänge	43
Abb. 16: Darstellung der leistungsabhängigen Transmission für PANAVIA F 2.0 bei verschiedenen Schichtdicken in Abhängigkeit von der Wellenlänge	44
Abb. 17: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Bifix SE für verschiedene Schichtdicken bei 532 nm, aufgetragen über dem Messwinkel. b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke	47
Abb. 18: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Bifix SE für verschiedene Schichtdicken bei 633 nm, aufgetragen über dem Messwinkel.	

b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke	48
Abb. 19: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Bifix SE für verschiedene Schichtdicken bei 1064 nm, aufgetragen über dem Messwinkel.	
b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke	49
Abb. 20: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Breeze für verschiedene Schichtdicken bei 532 nm, aufgetragen über dem Messwinkel.	
b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke	51
Abb. 21: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Breeze für verschiedene Schichtdicken bei 633 nm, aufgetragen über dem Messwinkel.	
b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke	52
Abb. 22: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von Breeze für verschiedene Schichtdicken bei 1064 nm, aufgetragen über dem Messwinkel.	
b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke	53
Abb. 23: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von PANAVIA F 2.0 für verschiedene Schichtdicken bei 532 nm, aufgetragen über dem Messwinkel.	
b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke	55
Abb. 24: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von PANAVIA F 2.0 für verschiedene Schichtdicken bei 633 nm, aufgetragen über dem Messwinkel.	
b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke	56
Abb. 25: a) Grafische Darstellungen der Intensitäten von PANAVIA F2.0 für verschiedene Schichtdicken bei 1064 nm, aufgetragen über dem Messwinkel.	
b) Halbwertsbreiten in Abhängigkeit von der Schichtdicke	57
Abb. 26: Darstellungen der Halbwertsbreiten	
a) für 50 µm und b) für 100 µm Schichtdicke aufgetragen über der Wellenlänge	59
Abb. 26 (Fortsetzung): Darstellungen der Halbwertsbreiten	
c) für 200 µm und d) für 250 µm Schichtdicke aufgetragen über der Wellenlänge	60

7. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Zusammensetzung von Cerec Blocs	25
Tab. 2: Zusammensetzung der für die Untersuchung ausgewählten Befestigungsmaterialien	26
Tab. 3: Daten der Leistungsmessungen in Luft und mit dem keramischen Basiskörper	39
Tab. 4: Darstellung der Leistungsmesswerte: Mittelwerte und Standardabweichungen für Bifix SE	42
Tab. 5: Darstellung der Leistungsmesswerte: Mittelwerte und Standardabweichungen für Breeze	43
Tab. 6: Darstellung der Leistungsmesswerte: Mittelwerte und Standardabweichungen für PANA VIA F 2.0	44
Tab. 7: Darstellung der Ergebnisse von Intensitäten und Halbwertsbreiten für Bifix SE	46
Tab. 8: Darstellung der Ergebnisse von Intensitäten und Halbwertsbreiten für Breeze	50
Tab. 9: Darstellung der Ergebnisse von Intensitäten und Halbwertsbreiten für PANA VIA F 2.0	54

8. Literaturverzeichnis

- Altschuler GB, Grisimov VN. New optical effects in the human hard tooth tissues. SPIE Lasers and Med 1989; 1353: 97-102
- Bay M. Photogoniometrische Analyse der optischen Eigenschaften von Zahngeweben zur sicheren Anwendung eines UltrakurzpulsLasers der Wellenlänge 1064nm. Bachelor Arbeit im Studiengang Optik und Lasertechnik, Fachhochschule Koblenz, Rhein Ahr Campus Remagen 2010
- Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Dentale Befestigungsmaterialien. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. Moderne Materialien und Technologien. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2018: 103-125
- Behr M, Rosentritt M. Dentale Befestigungsmaterialien. Aufgaben und klinische Anwendung. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. Moderne Materialien und Technologien. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2018: 92-103
- Chang J, Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-Nagai S. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. J Dent 2009; 37: 937-943
- Chen XD, Hong G, Xing WZ, Wang YN. The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. J Prosthodont Res 2015; 59: 172-177
- Chitrarsu VK, Chidambaranathan AS, Balasubramaniam M. Analysis of shade matching in natural dentitions using intraoral digital spectrophotometer in LED and filtered LED light sources. J Prosthodont 2019; 28: 68-73
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J Dent 2010; 38: 2-16
- Cook WD, McAree DC. Optical properties of esthetic restorative materials and natural dentition. J Biomed Mater Res 1985; 19: 469-488

Deutsche Gesellschaft für Prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien e.V. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW). Vollkeramische Restaurationen. <https://www.dgpro.de/sites/default/files/uploads/vollkeramik.pdf> (Zugriffsdatum: 13.02.2020)

Dogan S, Raigrodski AJ, Zhang H, Mancl LA. Prospective cohort clinical study assessing the 5-year survival and success of anterior maxillary zirconia-based crowns with customized zirconia copings. *J Prosthet Dent* 2017; 117: 226-232

Emami N, Sjö Dahl M, Sorderholm K-JM. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater* 2005; 21: 721-730

Ferracane JL, Watts DC, Barghi N, Ernst CP, Rueggeberg FA, Shortall A, Price R, Strassler H, 2014. Der effiziente Einsatz von Lichtpolymerisationsgeräten – ein Leitfaden für Zahnärzte. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/der-effiziente-einsatz-von-lichtpolymerisationsgeraeten--ein-leitfaden-fuer-zahnaerzte__1024.html (Zugriffsdatum: 13.03.2020)

Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, Blunk U, Hickel R. Neue Begriffe in der restaurativen Zahnerhaltung. *Dtsch Zahnärztl Z* 2014; 69: 722-734

Friebel M, Povel K, Cappius HJ, Helfmann J, Meinke M. Optical properties of dental restorative materials in the wavelength range 400 to 700 nm for the simulation of color perception. *J Biomed Opt* 2009; 14: 054029

Gehre G. Keramische Werkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und Verarbeitung. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2005: 326-373

Giti R, Barfei A, Mohaghegh M. The influence of different shades and brands of resin-based luting agents on the final color of leucite-reinforced veneering ceramic. *Saudi dent J* 2019; 31: 284-289

Grajower R, Wozniak WT, Lindsay JM. Optical properties of composite resins. *J Oral Rehabil* 1982; 9: 389-399

Groten M, Probster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 169-177

Guiraldo RD, Consani S, Consani RLX, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MAC. Light energy transmission through composite influenced by material shades. *Bull Tokyo Dent Coll* 2009; 50: 183-190

Gürel G. In Gürel G, Hrsg. *Keramikveneers als Wissenschaft und Kunst*. Berlin: Quintessenz Verlag, 2004: 19-59

Hajtó J, 2013: *Vollkeramik-Navigation für Materialien und Indikationen*. https://www.agkera-mik.de/fileadmin/images/agkeramik/publikationen/Hajto_Vorbericht_ZTM_Spitta_Sept_2013_.pdf (Zugriffsdatum: 20.02.2020)

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4–9. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 10-15

Hirabayashi S, Hirasawa T. Improvements to light transmittance in light-cured composite resins by the utilization of low refractive index dimethacrylates. *Dent Mater J* 1990; 9: 203-214

Jacques SL, Alter CA, Pahl SA. Angular dependence of HeNe laser light scattering by human dermis. *Lasers in the Life Science* 1987; 1: 309-334

Ivoclar Vivadent. Wissenschaftliche Dokumentation IPS e.max[®] CAD-on. 2011: <https://www.ivoclarvivadent.com/de/downloadcenter/wissenschaftliche-dokumentationen/#> (Zugriffsdatum 30.6.2020)

Kassardjian V, Varma S, Andiappan M, Creugers NH, Bartlett D. A systematic review and meta analysis of the longevity of anterior and posterior all-ceramic crowns. J Dent. 2016; 55: 1-6

Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann KH. Vollkeramik auf einen Blick. 5. Auflage Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde 2012: 55-64

Kern M, Pospiech P, 2016. Verblendet vs. Monolithisch. https://www.agkera-mik.de/fileadmin/images/agkeramik/symposien/Vorbericht_Pospiech_Kern_10_illustriert__27.06.2016__.pdf (Zugriffsdatum: 28.02.2020)

Kieschnick A, Rosentritt M, Stawarczyk B, 2019. Zirkonoxide. <https://www.zm-online.de/archiv/2019/05/zahnmedizin/zirkonoxide//> (Zugriffsdatum 11.03.2020)

Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. Implant Dent 2013; 22: 66-70

Kohorst P, Striesch-Scholz M, 2011: Zirkoniumdioxid – Eine Keramik auf dem Weg zum Goldstandard. <https://www.zwponline.info/fachgebiete/zahntechnik/werkstoffe/zirkoniumdioxid-eine-keramik-auf-dem-weg-zum-goldstandard> (Zugriffsdatum: 24.02.2020)

Lauer HC, Weigl P. Vollkeramische Kronen und Brücken–Potenzial zur Routienetherapie? In: Heidemann D, Hrsg. Deutsche Zahnärztekalendar 2005, Köln: Deutsche Zahnärzterverlag, 2005: 179-193

Lee YK. Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dent Mater* 2007; 23: 124-131

Lehmann KM, Scheller H. Visuelle und elektronische Farbbestimmung im Rahmen der Farbangleichung. *ZMK* 2013; 29: 16-21

Lohbauer U, Belli R, Wendler M. Keramische Materialien. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. Moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2018: 239-305

Ludwig K. *Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde*. Berlin: Quintessence Publishing, 2005: 198

Masotti AS, Onófrío AB, Conceição EN, Spohr AM. UV-vis spectrophotometric direct transmittance analysis of composite resins. *Dent Mater* 2007; 23: 724-730

May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater* 2012; 28: 99-109

Meister J, Franzen R, Apel C. *Grundlagen der Laserzahnheilkunde. Teil III Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung*. *LaserZahnheilkunde* 2004; 3/04: 199-204

Moritz A. *Orale Lasertherapie*. Berlin: Quintessenz Verlag, 2006: 193-309

McLean JW. *The science and art of dental ceramics. Vol. I: The nature of dental ceramics and their clinical use*. Chicago: Quintessence, 1979

Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A. *Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin*. Broschüre 3M ESPE 2004

Pospiech P. All ceramic crowns: bonding or cementing? Clin Oral Investig 2002; 6: 189-197

Potter DG. 2010: Module 3-attenuation in optical fibers. <https://www.semanticscholar.org/paper/Module-3-Attenuation-in-Optical-Fibers-Potter/8215cb3315dbf05295d991e5f48542fd2ea23895#related-papers> (Zugriffsdatum: 25.04.2020)

Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, Gonçalves SE, Mondelli RF, Pepeira JC. Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. J Prosthodont 2007; 16: 172-178

Reise M. Optisches Verhalten von zahnfarbenen Werkstoffen. ZT- aktuell 2005; 10: 13-14

Rinke S. Vollkeramik. Ein Praxiskonzept. Berlin: Quintessenz Verlag, 2012: 9-13

Rosentritt M. Werkstoffkundliche Grundlagen für eine erfolgreiche Befestigung. ZM Zahnärztliche Mitteilungen 2019; 20: 36-46

Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). Dent Mater 2015; 31: 603-623

Santos GB, Monte Alto RV, Sampaio Filho HR, Silva EM, Fellows CE. Light transmission on dental resin composites. Dent Mater. 2008; 24: 571-576

Schulte AJ. Light-trapping and superhydrophobic plant surfaces optimized multifunctional biomimetic surfaces for solar cells. Dissertation Bonn, 2012; 35

Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PS. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig* 2013; 17: 1407-1413

Silami FDJ, Mundim FM, Garcia LFR, Sinhoreti MAC, Pires-de-Souza FCP. Color stability of experimental composites containing different photoinitiators. *J Dent* 2013; 41: 62-66

Sirona Dental Systems GmbH. Gebrauchsanweisungen CEREC Blocs für CEREC/inLab 2011: <https://manuals.sirona.com/de/digitale-zahnheilkunde/cad-cam-material/cerec-blocs.html> (Zugriffsdatum 1.07.2020)

Strawarczyk 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* 2016; 41: 531-540

Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Altinchinchi A, Ahmed SN, Donovan TE. Mechanical properties of resin-based cements with different dispensing and mixing methods. *J Prosthet Dent* 2018; 119: 1007-1013

Teichmann M, Göckler F, Weber V, Yildirim M, Wolfart S, Edelhoff D. Ten-year survival and complication rates of lithium-disilicate (Empress 2) tooth-supported crowns, implant-supported crowns, and fixed dental prostheses. *J Dent* 2017; 56: 65-77

Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 179-186

Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 412-417

Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kern M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2005; 18: 497-505

ZMK-aktuell. Leistungsvergleiche – Befestigungsmaterialien. Befestigungskomposite. 2009:

https://www.zmkaktuell.de/fileadmin/redaktion/Produktvergleiche/Leistungsvergleich_Adhaesive_Befestigungsmaterialien%E2%80%93Befestigungskomposite.pdf (Zugriffsdatum 16.05.2020)

Yang Y, Yu J, Gao J, Guo J, Li L, Zhao Y, Zhang S. Clinical outcomes of different types of tooth-supported bilayer lithium disilicate all-ceramic restorations after functioning up to 5 years: A retrospective study. *J Dent* 2016; 51: 56-61

Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014; 30: 1195-1203

9. Danksagung

Als erstes möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel Stiftungsprofessor für Oralmedizinische Technologie für seine freundliche Betreuung und jederzeitige Unterstützung bei dieser Arbeit, schnelle Rückmeldungen und unverzügliche Beantwortung aller Fragen bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. rer. nat. J. Meister für seine große Mühe und seine Geduld während der Erstellung dieser Arbeit. Ich bedanke mich auch dafür, dass er mich stets motivierte und mit der gezielten Hilfestellung auf den richtigen Weg führte.

Vielen Dank auch Herrn Dr. Romer, für die Ideenfindung und freundliche kollegialen Gespräche über diese Thematik, die mir Motivation und Ermutigung gegeben haben.

Zu guter Letzt bedanke ich mich bei meinen Freunden und meiner Familie. Deren vielseitige Hilfe während des gesamten Prozesses meiner Promotion wertvoll war. Meiner Mutter und meinem Mann danke ich sehr für die Unterstützung bei der Betreuung meines Sohnes und für die Freiräume, um diese Arbeit fertigzustellen.