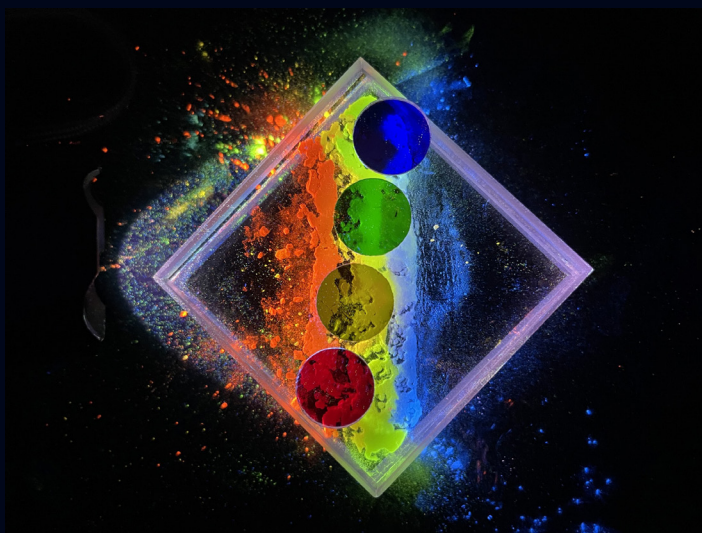


BAND 33 | SPEKTRUM DER LICHTTECHNIK

JAN MÜLLER

LEUCHTSTOFF-KONVERTIERTE LICHTQUELLEN
FÜR DIE FLUORESZENZBASIERTE, PATIENTENNAHE
LABORDIAGNOSTIK



Scientific
Publishing

Jan Müller

**Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen für die
fluoreszenzbasierte, patientennahe Labordiagnostik**

Lichttechnisches Institut
Karlsruher Institut für Technologie (KIT)

Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen für die fluoreszenzbasierte, patientennahe Labordiagnostik

von
Jan Müller

Karlsruher Institut für Technologie
Lichttechnisches Institut

Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen für die
fluoreszenzbasierte, patientennahe Labordiagnostik

Zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.) von der KIT-Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)
genehmigte Dissertation

von Jan Müller, M.Sc.

Tag der mündlichen Prüfung: 22. Juli 2025

Hauptreferent: Prof. Dr. rer. nat. Cornelius Neumann

Korreferent: Prof. Dr. rer. nat. Wilhelm Stork

Impressum



Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
KIT Scientific Publishing
Straße am Forum 2
D-76131 Karlsruhe

KIT Scientific Publishing is a registered trademark
of Karlsruhe Institute of Technology.
Reprint using the book cover is not allowed.

www.bibliothek.kit.edu/ksp.php | E-Mail: info@ksp.kit.edu | Shop: www.ksp.kit.edu



*This document – excluding parts marked otherwise, the cover, pictures and graphs –
is licensed under a Creative Commons Attribution-Share Alike 4.0 International License
(CC BY-SA 4.0): <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/deed.en>*



*The cover page is licensed under a Creative Commons
Attribution-No Derivatives 4.0 International License (CC BY-ND 4.0):
<https://creativecommons.org/licenses/by-nd/4.0/deed.en>*

Print on Demand 2026 – Gedruckt auf FSC-zertifiziertem Papier

ISSN 2195-1152

ISBN 978-3-7315-1480-0

DOI 10.5445/KSP/1000191930

Für meine Familie und meine Freunde.

Euer Handeln schenkt mir Inspiration.

Euer Rückhalt gibt mir Kraft.

Unsere Verbundenheit ist mein Antrieb.

ABSTRACT

Deutsch

Chiplabore für Fluoreszenzanalysen, wie sie in der patientennahen Labordiagnostik eingesetzt werden, kombinieren Anforderungen aus der Medizintechnik und dem Verbrauchermarkt. Eine Lichtquelle, welche die Anforderungen aus beiden Bereichen vereint, ist zum aktuellen Zeitpunkt nicht bekannt. Entweder können im Laborkontext eingesetzte Gasentladungslampen mit einer hohen Strahldichte und einem kontinuierlichen Spektrum oder LEDs mit für den Verbrauchermarkt vorteilhaften Sicherheitsstandards, Leistungsaufnahmen sowie Kosten genutzt werden. Zweck der vorliegenden Arbeit ist die Identifikation einer Lichtquelle, die auf die Bedürfnisse der patientennahen Labordiagnostik zugeschnitten ist. Zentrale Hypothese ist, dass Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen, insbesondere wenn ein Laser den Leuchtstoff pumpt, Vorteile von Gasentladungslampen und LEDs kombinieren und einen geeigneten Kompromiss für die patientennahe Labordiagnostik darstellen. Um das Potential Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen zu zeigen, erfolgt die Ableitung von Anforderungen an die Lichtquelle auf Basis von allgemeinen Überlegungen sowie konkreten Konzepten. Anschließend werden Anforderungen an verfügbare Leuchtstoffe auf Literaturbasis sowie in einem Charakterisierungssetup abgeglichen. Vielversprechende Konzepte finden eine praktische Umsetzung, die Vorteile in der Anwendung aufzeigt. Als Keramik gesinterter YAG:Ce³⁺- und LuGaAG:Ce³⁺-Leuchtstoff wurden als geeignetes Set identifiziert. Angeregt durch einen blauen Laser resultiert ein kontinuierliches Spektrum, das die für die Fluoreszenzanalyse relevanten Wellenlängen abdeckt, und eine im Vergleich zu LED-Lichtquellen mit kontinuierlichem Spektrum höhere Strahldichte aufweist. Durch die höhere Strahldichte der laserangeregten

Remote-Leuchtstoffe ist die Umsetzung optimierter Beleuchtungssysteme sowie die Realisierung zusätzlicher Funktionen möglich. Die vorliegende Arbeit zeigt das Potential in einem miniaturisierten spektralen Filter und einer Beleuchtungseinheit mit anpassbarem Ausleuchtbereich. Da laserangeregte Remote-Leuchtstoffe eine Halbleiterlichtquelle zur Lichterzeugung nutzen, bieten diese ähnliche Vorteile wie die LED-Technologie. Mit einer hohen Strahldichte, einem kontinuierlichen Spektrum, der Verfügbarkeit bei relevanten Wellenlängen und vielen Vorteilen einer Halbleiterlichtquelle stellen laserangeregte Remote-Leuchtstoffe daher einen Kompromiss aus Gasentladungslampen und LED-Lichtquellen dar. Durch die vorteilhaften Eigenschaften bieten laserangeregte Remote-Leuchtstoffe das Potential, Chip labore in der patientennahen Labordiagnostik substanziell weiterzuentwickeln.

English

Lab-on-Chip systems for fluorescence analysis are used in Point-of-Care diagnostics and combine requirements from laboratory technology and the consumer market. At the current point in time, no light source fulfilling the requirements from both domains is known. Best options are gas discharge lamps known from lab analysis and LEDs common in the consumer segment. While gas discharge lamps are beneficial due to their high radiance and continuous spectrum, they lack the advantages of semiconductor light sources as high safety, low power consumption, and cost-effectiveness. The purpose of this research is the identification of a light source matching the requirements from Point-of-Care diagnostics. The central hypothesis is that phosphor-converted light sources have the potential to combine the best of gas discharge lamps and LEDs, especially when pumped by a laser. To show the potential of phosphor-converted light sources, requirements on the light source are derived based on general considerations as well as practical concepts. The identified set of requirements

is used to evaluate available phosphor materials identified in a literature research and expert interviews. A detailed comparison of selected phosphor samples is done in a characterization setup. Most promising concepts and phosphors are realized as prototype showing the benefits of laser-excited remote phosphors in practice. Result of the investigation is a set of best-suited phosphors YAG:Ce³⁺ and LuGaAG:Ce³⁺ sintered as ceramic. Excited by a blue laser, a continuous spectrum covering all relevant wavelengths for the fluorescence analysis results. In comparison to LEDs with a continuous spectrum, the emitted radiance is increased. The increased radiance allows the realization of optimized illumination systems and additional functionality. This research shows the potential with a miniaturized spectral filter and an illumination system with increased field of view. As laser-excited remote phosphors utilize a semiconductor light source for light generation, they provide similar advantages as the LED technology. Due to the combination of high radiances, a continuous spectrum, availability at required wavelengths, and many advantages of semiconductor light sources, laser-excited remote phosphors fill the technology gap between gas discharge lamps and LEDs. Because of their beneficial properties, laser-excited remote phosphors show enormous potential for significantly advancing lab-on-chip analyzers at the Point-of-Care.

DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mir Ihr Vertrauen geschenkt und mich während meiner Promotionszeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. rer. nat. Cornelius Neumann, für die kontinuierliche Unterstützung, die wertvollen wissenschaftlichen Impulse, die kritische aber immer konstruktive Auseinandersetzung mit meiner Arbeit, das entgegengebrachte Vertrauen und den Rückhalt, der mich auch durch schwierige Phasen gebracht hat.

Ich danke ebenso meinem Zweitkorrektor, Herrn Prof. Dr. rer. nat. Wilhelm Stork, für das Interesse an meiner Arbeit und die Übernahme deren Begutachtung sowie die bereits frühzeitige und sehr angenehme, konstruktive Diskussion meines Themas im Rahmen einer von mir betreuten Masterarbeit.

Mein Dank gilt auch insbesondere meinem Betreuer, Dr. Ingo Ramsteiner, für das mir von Beginn an entgegengebrachte Vertrauen, die intensive fachliche Betreuung, die zahlreichen Meetings, in denen wir über fachliche Fragestellungen diskutiert haben, das Interesse an meiner beruflichen Weiterentwicklung und die stetige Unterstützung und Motivation gerade in schwierigen Abschnitten.

Ebenso möchte ich meinem zweiten Betreuer, Dr. Reinhold Fieß, für die kontinuierliche Unterstützung, das kritische Hinterfragen richtungsweisender Entscheidungen und die konstruktiven Impulse an diesen Schlüsselstellen bedanken.

Für das mir entgegengebrachte Vertrauen und den mir gewährten Freiraum möchte ich mich bei meinem Gruppenleiter, Hartmut Spenemann, sowie meinem Abteilungsleiter, Michael Baus, bedanken. Ich weiß ihren Beitrag zum Gelingen der Dissertation sowie der beruflichen Weiterentwicklung sehr zu schätzen. Ein großer Dank gilt ebenfalls meiner Gruppe, der CR/AEL2, die mich in den Arbeitsalltag im Corporate Research der Robert Bosch GmbH eingearbeitet hat und mir bei fachlichen Fragen immer zur Seite stand.

Ebenso möchte ich mich bei meinem Portfolioleiter, Jochen Feichtinger, und meinem Projektleiter, Jochen Hoffmann, für die unvergleichbare Arbeitsatmosphäre im Healthcare-Portfolio, die spannende Erfahrung im Projekt und nicht zuletzt auch für die Finanzierung meines Promotionsprojektes bedanken. Weiterhin möchte ich mich bei meinen Kolleginnen und Kollegen im Healthcare-Portfolio bedanken, die nicht nur für gute Laune und Motivation beim Arbeiten gesorgt, sondern mir auch spannende Einblicke in Molekulardiagnostik ermöglicht haben.

Danke sagen will ich auch meiner Arbeitsgruppe am Lichttechnischen Institut des KITs, die sich durchgehend für meinen Arbeitsfortschritt interessiert, mir wertvolle Perspektiven aufgezeigt und immer das Angebot zur Diskussion von Herausforderungen aufrechterhalten hat. Ihr wissenschaftlicher Input hat sehr dazu beigetragen, meine Arbeit bis zum vorliegenden Stand zu entwickeln.

Besonders bedanken möchte ich mich bei den Studierenden, deren Abschlussarbeiten ich betreuen durfte. Den gemeinsamen Austausch habe ich immer als sehr wertvoll empfunden. Dieser hat nicht nur fachlich neue Perspektiven auf mein Thema eröffnet, sondern mich auch persönlich bereichert.

DANKSAGUNG

Ein herzliches Dankeschön richte ich an alle weiteren Kolleginnen und Kollegen, die mich auf meinem Weg begleitet haben, für den inspirierenden Austausch, die gute Zusammenarbeit und das stets angenehme Arbeitsumfeld.

Schließlich gilt mein Dank meiner Familie und meinen Freunden, die mich durch die Promotion begleitet haben, Verständnis hatten, mir Rückhalt gaben und mich immer motiviert und ermutigt haben. Ihre Unterstützung stellt einen wesentlichen Beitrag zum erfolgreichen Abschluss der Arbeit dar.

Jan Müller

INHALTSVERZEICHNIS

Abstract	I
Danksagung	V
1 Einleitung und Motivation	1
1.1 Motivation	3
1.2 Ziel der Doktorarbeit	6
1.3 Aufbau der Arbeit	8
2 Stand der Wissenschaft und Technik	11
2.1 Fluoreszenzanalyse in der patientennahen Labordiagnostik	11
2.2 Lichtquellen in der Medizintechnik	17
2.2.1 Thermische Strahler	17
2.2.2 Gasentladungslampen	17
2.2.3 Direkt-emittierende LEDs	20
2.2.4 Laser	21
2.2.5 Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen	22
2.3 Kritische Bewertung der verfügbaren Lichtquellen	25
2.4 Fazit	29

3	Morphologischer Kasten eines Leuchtstoff-basierten Beleuchtungssystems für Fluoreszenzanregung	33
3.1	Funktionen des Beleuchtungssystems	33
3.2	Erzeugung der Anregungsstrahlung	35
3.3	Auswahl der Anregungsstrahlung	37
3.4	Fazit	43
4	Leuchtstoffe mit spektral selektiver Emission	45
4.1	Anforderungen an die Halbwertsbreite spektral selektiver Leuchtstoffe	46
4.1.1	Übersprechen im Referenzsystem	50
4.1.2	Anforderungen dichroitischer Kantenfilter . . .	51
4.1.3	Anforderungen eines Multibandpassfilters . . .	55
4.1.4	Fazit: Anforderungen der untersuchten Filterkonzepte	55
4.2	Verfügbarkeit spektral selektiver Leuchtstoffe	64
4.3	Fazit	72
5	Leuchtstoffe mit hoher Strahldichte	75
5.1	Verfügbarkeit von Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte	76
5.1.1	Einflussfaktoren des Leuchtstoffes auf die Strahldichte	76

5.1.2	Untersuchte Leuchtstoffproben	79
5.1.3	Charakterisierungssetup	80
5.1.4	Ergebnisse und Diskussion der Charakterisierung	89
5.1.5	Fazit	95
5.2	Design einer Lichtquelle mit laserangeregtem Remote- Leuchtstoff	96
5.2.1	Design-Möglichkeiten	97
5.2.2	Einfluss der Größe des Pumpspots	102
5.2.3	Einfluss einer Saphirscheibe auf der transmittie- renden Seite	108
5.2.4	Effekt einer Blende	110
5.2.5	Fazit	112
6	Konzepte zur Auswahl der Anregungsstrahlung	115
6.1	Konzepterstellung	115
6.2	Konzeptbewertung	120
6.3	Fazit	129
7	Miniaturisierungspotential in Konzept 4	131
7.1	Technische Realisierung des Konzepts 4	132
7.2	Theoretische Grundlagen des Miniaturisierungspotentials	134

7.3	Nachweis des Miniaturisierungspotentials	136
7.4	Simulation der Hologrammkaskade	140
7.5	Zusammenfassung	145
8	Prototypische Umsetzung der flexiblen Beleuchtungsoptik mit Konzept 1	147
8.1	Anforderungen an das flexible Beleuchtungssystem . .	149
8.2	Technische Realisierung	151
8.3	Abgeleitete Anforderungen an die Lichtquelle	154
8.4	Optischer und mechanischer Aufbau	157
8.5	Performanz der hellsten Lichtquellen	162
8.6	Zusammenfassung	168
9	Diskussion der Ergebnisse	171
9.1	Leuchtstoffe mit spektral selektiver Emission	173
9.2	Leuchtstoffe mit hoher Strahldichte	181
9.2.1	Miniaturisierung der Hologrammkaskade . . .	187
9.2.2	Flexible Gestaltung der Beleuchtungsoptik . . .	190
9.3	Beantwortung der übergeordneten Forschungsfragen .	195
10	Zusammenfassung	199
	Literatur	205

Eigene Veröffentlichungen und betreute Arbeiten	227
Abbildungsverzeichnis	231
Tabellenverzeichnis	235
Abkürzungsverzeichnis	237
A Bewertung der Lichtquellentechnologien	239
B Beispiel-Rechnung des spektralen Übersprechens	247

Kapitel 1

EINLEITUNG UND MOTIVATION

Um kleinste Spuren von Krankheitserregern zuverlässig nachzuweisen, kommen qPCR (quantitative Polymerase Kettenreaktion)-Tests zum Einsatz. Während der COVID-19-Pandemie wurden qPCR-Tests daher immer dann eingesetzt, wenn eine hohe Zuverlässigkeit gefordert war, die von Antigentests nicht erreicht werden kann. Damit haben qPCR-Test einen wesentlichen Beitrag zur Bekämpfung der COVID-19-Pandemie geliefert. Auch nach der COVID-19-Pandemie sind qPCR-Tests von grundlegender Bedeutung für die Detektion von Infektionskrankheiten. Beispielsweise helfen sie, die Belastung durch MRSA (Methicillin-resistenter *Staphylococcus aureus*)-Keimen in Krankenhäusern zu minimieren, indem eine Patientin oder ein Patient erst in einer Krankenhausstation aufgenommen wird, wenn diese oder dieser einen negativen MRSA-Test aufweist. So lange bleibt die Patientin oder der Patient in einem isolierten Bereich innerhalb des Krankenhauses und eine Ansteckung anderer Patientinnen und Patienten wird vermieden. Die Niederlande setzt ein solches Vorgehen mit ihrer „Search and Destroy“-Policy bereits seit einigen Jahren um [1], [2].

Konventionelle qPCR-Tests, die in einem zentralen Labor ausgewertet werden, haben allerdings einen bedeutenden Nachteil gegenüber Antigentests: Die Zeit bis zur Diagnose dauert erheblich länger. Je nach Test können Tage bis Wochen vergehen. Während der COVID-19-Pandemie bedeutete die Ungewissheit in der Wartezeit, dass die oder der Betroffene in Quarantäne verweilen musste, bis das Testergebnis feststand.

Gleiches gilt im Falle von MRSA im Krankenhaus. Hier kommt neben der psychischen Belastung für die Patientinnen und Patienten in Isolation noch der wirtschaftliche Aspekt der Behandlung hinzu, da die Isolation aufgrund höherer Sicherheitsvorkehrungen kostenintensiver als der gewöhnliche Krankenhausaufenthalt ist. Weiterhin und allgemeingültig für jede Infektionskrankheit hindert die Zeitspanne zwischen Testbeginn und Diagnose die behandelnde Ärztin oder den behandelnden Arzt daran, eine auf die Infektion zugeschnittene Behandlung zu veranlassen.

Da Transportzeiten in das zentrale Labor einen signifikanten Einfluss auf die Zeit zwischen Testbeginn und Diagnose haben, kann an dieser Stelle optimiert werden. Genau da setzt die patientennahe Labordiagnostik (englisch: Point-of-Care diagnostics) an. Bei dieser wird die gesamte Laboruntersuchung automatisiert und in einem Chiplabor implementiert. Das Chiplabor besteht im Kontext der vorliegenden Arbeit aus einem Analysegerät, das die Auswertehardware beinhaltet, sowie Einwegkartuschen, die Verbrauchsmaterialien enthalten sowie die Patientenprobe aufnehmen. Durch die Automation sowie die Einsparung von Transportzeiten ist es möglich, deutlich schneller eine Diagnose zu erhalten. Im Falle von COVID-19 beträgt die Zeitspanne zwischen Testbeginn und Diagnose weniger als eine Stunde.¹

¹www.bosch-vivalytic.com/en/tests/sars-cov-2

1.1 MOTIVATION

Die Automatisierung und Integration der interdisziplinären Laboruntersuchung in ein Chiplabor bietet allerdings auch einige Herausforderungen. Grundlegend lassen sich die Herausforderungen mit dem Spannungsfeld zwischen zwei gänzlich unterschiedlichen Produktbereichen beschreiben: Auf der einen Seite sollen die Standards der Medizintechnik eingehalten werden. Die Medizintechnik ist dabei ein Bereich, in dem meist geschultes Personal arbeitet und Kosten eher eine untergeordnete Rolle darstellen. Auf der anderen Seite müssen bestimmte Voraussetzungen erfüllt sein, um ein Produkt für eine breite Masse verfügbar zu machen. Im Gegensatz zum medizinischen Umfeld ist davon auszugehen, dass ungeschultes Personal in der Lage sein muss, das Gerät zu bedienen. Darüber hinaus haben die Gerätegröße sowie die Bauteilkosten eine deutlich höhere Bedeutung, da die Geräte in hoher Anzahl und kundennah eingesetzt werden sollen. Folglich gilt es, in allen Disziplinen nach Lösungen zu suchen, die einen geeigneten Kompromiss beider Produktbereiche darstellen. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der optischen Disziplin, deren Aufgabe es ist, das Ergebnis der Polymerase Kettenreaktion (englisch: Polymerase Chain Reaction) (PCR) mithilfe einer Fluoreszenzanalyse messtechnisch zu erfassen. Dabei fokussiert sich die Arbeit insbesondere auf dazu notwendige Lichtquellen.

Um eine hohe Messgenauigkeit zu garantieren, ist aus Sicht der medizintechnischen Untersuchung ein spektral selektives und stabiles Anregungsspektrum die wichtigste Anforderung an das Beleuchtungssystem. Üblicherweise wird das Anregungsspektrum mithilfe von Interferenzfiltern aus einem kontinuierlichen Spektrum der Lichtquelle gefiltert. Damit das Gerät effizient beim Kunden eingesetzt werden kann, sind ein kleiner Bauraum, ein wartungsarmer Betrieb, ein hohes

Maß an Sicherheit und eine geringe Abwärme der einzelnen Komponenten für das gesamte Gerät und somit auch für die Lichtquelle relevant. Um darüber hinaus komplexe optische Systeme umsetzen und optische Systeme miniaturisieren zu können, ist eine hohe Strahldichte² bei benötigten Wellenlängen ein weiteres wichtiges Kriterium für die Lichtquelle.

Im Rahmen der Literaturrecherche der Arbeit wurden verschiedene Lichtquellen betrachtet und hinsichtlich ihrer Eignung für die qPCR-Testauswertung in der patientennahen Labordiagnostik bewertet. Die Bewertung zeigt, dass die vielfach in der Medizintechnik genutzten Gasentladungslampen aufgrund ihrer schwierigen Handhabbarkeit [3]–[7], vergleichsweise geringen Lebensdauer [3], [5], [6], nicht zu vernachlässigenden Wärmeentwicklung [5], [6], [8] und nicht zuletzt der Bauteilkosten [4], [6], [8], [9] nicht für den patientennahen Einsatz in Frage kommen auch wenn Gasentladungslampen mit einem kontinuierlichen Spektrum [3], [5], [6] und einer hohen Strahldichte [5], [8] vorteilhafte Eigenschaften mit sich bringen. Laserdioden³ sowie direkte LEDs (Licht emittierende Dioden) zeigen zwar ein spektral selektives Spektrum [4], [10]–[12] und bieten somit das Potential bei teuren spektralen Filtern Kosten einzusparen, unterliegen jedoch Herstellungstoleranzen und thermischen bedingten Veränderungen im Spektrum. Sie sind daher nur bedingt geeignet, um eine hohe Messgenauigkeit zu erreichen [8], [10]. Dennoch nutzen manche Chiplabore direkte LEDs [13], [14]. Leuchtstoff-konvertierte LEDs stellen einen Kompromiss aus der Zuverlässigkeit [8], [12], [15]–[18] und einfachen Handhabbarkeit [8], [15] der Halbleitertechnologie und dem kontinuierlichen Spektrum [12] von bestimmten Gasentladungslampen dar.

²Der Begriff „Strahldichte“ beschreibt die emittierte Leistung pro Fläche und Raumwinkel. Weitere Details zur Strahldichte sind in Kapitel 2 zu finden.

³Das Wort Laser steht für Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation.

Aus diesem Grund finden diese Lichtquellen bereits heute Anwendung in Chiplaboren. Nachteilig an dieser Lichtquellentechnologie ist die nur geringe Strahldichte [12], [19], [20].

Folglich wird zum aktuellen Zeitpunkt keine Lichtquelle eingesetzt, die das Set aus Anforderungen aus der Medizintechnik und dem patientennahen Einsatz vollständig erfüllt. Grundlegende Erkenntnisse aus der Literaturrecherche sind,

- dass die Halbleitertechnologie Vorteile hinsichtlich Bauteilkosten, Abwärme und Handhabbarkeit mit sich bringt und
- dass Leuchtstoff-konvertierte LEDs in allen Anforderungen abgesehen von der Strahldichte vorteilhaft sind.
- Zusätzlich wurde festgestellt, dass ein Potential existiert, die Gesamtkosten des optischen Systems zu reduzieren, indem das üblicherweise eingesetzte Vorgehen, mit spektralen Filtern einen Wellenlängenbereich aus einem kontinuierlichen Spektrum zu filtern, umgangen wird. Dazu sind spektral selektive aber gleichzeitig stabile Lichtquellen, die ohne oder mit weniger aufwendigen spektralen Filtern auskommen, notwendig.

Neben den bisher erwähnten Lichtquellen gibt es noch weitere Lichtquellen, die verstärkt in anderen Produktbereichen außerhalb der Medizintechnik zum Einsatz kommen. Im Automobil- und Projektor-Bereich werden laserangeregte Remote-Leuchtstoffe (englisch: laser-excited remote phosphors) (LERP) genutzt, um ein kontinuierliches weißes Spektrum mit hoher Strahldichte zu erzeugen. [21]–[23] Diese Lichtquellen unterscheiden sich von Leuchtstoff-konvertierten LEDs in zwei Eigenschaften. Erstens ersetzt ein Laser die direkte LED, wodurch prinzipiell bereits höhere Strahldichten möglich sind. Und zweitens erfolgt die Platzierung des Leuchtstoffes nicht direkt auf der Halbleiterlichtquelle, sondern in einer bestimmten Entfernung. So ist es möglich,

Leuchtstoff und Halbleiterlichtquelle effizienter mit einer Wärmesenke zu verbinden und eine geringere Arbeitstemperatur zu erreichen. Im Produktbereich von Displays kommen ebenfalls Leuchtstoffe zum Einsatz. [24] Hier liegt der Vorteil der Leuchtstoffe allerdings in der spektral selektiven Emission von grünen und roten Leuchtstoffen, die in Kombination mit der anregenden blauen LED den Farbraum des Displays aufspannen. Je selektiver das Spektrum ist, desto größer ist prinzipiell der Farbraum.

1.2 ZIEL DER DOKTORARBEIT

Es drängt sich die Frage auf, ob die im Automobil- und Projektor-Bereich bekannten LERP-Lichtquellen die vorteilhaften Eigenschaften Leuchtstoff-konvertierter LEDs mitbringen und gleichzeitig deren Strahldichte übertreffen können. Die hohe Strahldichte würde z. B. miniaturisierte optische Systeme sowie Beleuchtungsoptiken mit höherem Funktionsumfang ermöglichen. Eine zweite Frage ist, ob sich unter Leuchtstoffen mit spektral selektiver Emission, die im Display-Bereich Anwendung finden, vielversprechende Kandidaten befinden, die ohne zusätzlichen spektralen Filter oder mit weniger spektralen Filtern ein stabiles und für die Anwendung passendes Spektrum erzeugen können. Die spektral selektive Emission würde nicht nur zu einer höheren spektralen Effizienz, sondern auch zu einer Kostenersparnis führen. Implizit steckt in dieser Behauptung die noch zu prüfende These, dass Leuchtstoffe im Vergleich zu Laserdioden und direkten LEDs herstellungs- sowie thermisch bedingt geringeren Variationen unterliegen. Die These ist damit begründet, dass Leuchtstoffe in großen Chargen hergestellt werden und durch eine räumliche Distanz zur

Pumplichtquelle ohne elektrische Kontaktierung besser thermisch an eine Wärmesenke angebunden werden können als Laserdioden oder direkte LEDs. Idealerweise existieren Leuchtstoffe, welche die beiden Eigenschaften, eine hohe Strahldichte und ein spektral selektives und stabiles Spektrum, kombinieren.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Beantwortung genau dieser beiden Fragen, indem die Potentiale von LERP-Lichtquellen sowie schmalbandigen Lichtquellen im Kontext der patientennahen Labordiagnostik am Beispiel eines qPCR-Tests untersucht werden. Dazu werden die folgenden Forschungsfragen jeweils für beide Potentiale soweit möglich beantwortet:

- Welche Anforderungen sind an die Leuchtstoffe zu stellen?
- Werden diese Anforderungen von den verfügbaren Leuchtstoffen erfüllt?
- Wie würde eine konkrete Anwendung aussehen?
- Welche Vorteile ergäben sich durch den Einsatz Leuchtstoffkonvertierter Lichtquellen?

Um diese Fragen beantworten zu können, müssen Anwendungsfälle definiert werden, die eine Verbesserung zum aktuellen Stand der Technik darstellen und aus denen realistische Anforderungen an die Lichtquellen abgeleitet werden können. Die Auswahl konkreter Anwendungsbeispiele stützt sich auf einen morphologischen Kasten sowie eine Bewertung geeigneter Konzepte mit einer Pugh-Matrix. Zu den wichtigsten Methoden zur Identifikation geeigneter Leuchtstoffe mit hoher Strahldichte und einer spektral selektiven Emission gehört eine breite Literatur- und Marktrecherche. Die Recherche umfasst neben der Auswertung diverser Literaturquellen ebenso den direkten Kontakt mit verschiedenen Leuchtstoffherstellern. Zusätzlich erfolgt die

Bewertung der besten Leuchtstoffe in einem speziell für diesen Anwendungsfall konzipierten Charakterisierungssetup, um Vergleichbarkeit zu garantieren. Für spektral selektive Leuchtstoffe ist die Berechnung von Übersprechen in einer Multiplex-Fluoreszenzanalyse eine zentrale Methode. Zur Auslegung der konkreten Anwendungsfälle mit hoher Strahldichte spielt das Konzept der Etendue eine wesentliche Rolle. Zusätzlich hilft die Bragg-Bedingung, die Relevanz der Strahldichte bei der spektralen Filterung zu erklären.

Im Rahmen der Arbeit werden kommerziell verfügbare Leuchtstoffe untersucht. Ziel ist es, den Stand der Technik abzubilden und auf die Anforderungen der patientennahen Labordiagnostik anzuwenden. Die Neuerung der Arbeit besteht insbesondere in dem Transfer des Wissens anderer Domänen auf die patientennahe Labordiagnostik und in einer Verbesserung der bestehenden Beleuchtungssysteme. Eine Weiterentwicklung des Stands der Technik von Leuchtstoffen ist außerhalb des Umfangs der Arbeit.

1.3 AUFBAU DER ARBEIT

Zu Beginn der Arbeit werden die wichtigsten Grundlagen einer Multiplex-Fluoreszenzanalyse erklärt. Diese wird speziell im Kontext der patientennahen Labordiagnostik mit einem qPCR-Test in einem Chiplabor beschrieben. Daran schließt sich eine detaillierte Untersuchung und Bewertung verfügbarer Lichtquellentechnologien hinsichtlich des Einsatzes in der patientennahen Labordiagnostik an.

Das darauffolgende Kapitel 3 unterteilt die Gesamtfunktion des Beleuchtungssystems in Unterfunktionen. Verschiedene Realisierungsmöglichkeiten zu den Unterfunktionen werden in einem morphologischen Kasten zusammengefasst. Diese systematische Vorgehensweise hilft dabei, das Potential Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen besser zu verstehen und dient letztlich zur Identifikation konkreter Anwendungsfälle.

Kapitel 4 beschäftigt sich mit Leuchtstoffen, die ein spektral selektives Fluoreszenzspektrum emittieren. In einem ersten Schritt wird mithilfe eines maximal tolerierten spektralen Übersprechens in einer Multiplex-Fluoreszenzanalyse mit vereinfachten Filterkonzepten die Anforderung an die maximal erlaubte Breite des Fluoreszenzspektrums ermittelt. In einem zweiten Schritt erfolgt die Recherche zu verfügbaren Leuchtstoffen mit spektral selektiver Emission und die Bewertung an der zuvor ermittelten Anforderung.

In ähnlicher Weise beschäftigt sich Kapitel 5 mit LERP-Leuchtstoffen. Da es sich bei der Strahldichte um eine Leistungsanforderung handelt, deren Vorteil mit dem Wert der Strahldichte wächst, macht es Sinn, dieses Kapitel direkt mit der Recherche zu beginnen. Die besten Leuchtstoffe werden nochmals in einem Charakterisierungssetup vermessen, um die Ergebnisse direkt miteinander vergleichen zu können. Weiterhin werden Möglichkeiten untersucht, wie mit den Leuchtstoffen eine LERP-Lichtquelle designt werden kann.

Mit dem Wissen über die Verfügbarkeit von Leuchtstoffen erfolgt in Kapitel 6 die Kombination der Realisierungsmöglichkeiten des morphologischen Kastens aus Kapitel 3. Aus den verfügbaren Konzepten identifiziert eine Bewertung mit einer Pugh-Matrix zwei Konzepte, welche die Grundlage für die beiden folgenden Kapitel darstellen.

Kapitel 7 ermittelt das Miniaturisierungspotential am Beispiel einer Hologrammkaskade, die als spektraler Filter und Vereinigung verschiedener Wellenlängenbänder dient.

Im darauffolgenden Kapitel 8 wird eine mechanische Wechseleinheit von Leuchtstoff und Filter genutzt, um eine flexible Beleuchtungseinheit zu realisieren.

Abgerundet wird die Arbeit mit einer ausführlichen Diskussion, welche die Ergebnisse in den Kontext der Forschungsfrage einordnet, mit bestehenden Studien vergleicht, Methoden und Daten kritisch betrachtet, Interpretationsgrenzen aufzeigt, Auswirkungen auf das Forschungsfeld ableitet und weiterführende Forschungsthemen hervorhebt.

Die Arbeit schließt in Kapitel 10 mit einer Zusammenfassung der wichtigsten Erkenntnisse.

Kapitel 2

STAND DER WISSENSCHAFT UND TECHNIK

Die in Kapitel 1 aufgeführten Aspekte werden in diesem Kapitel aufgegriffen und inhaltlich vertieft, um eine fundierte Basis für die anschließenden Analysen zu schaffen. Das vorliegende Kapitel erklärt in Unterkapitel 2.1 die Grundlagen der Fluoreszenzanalyse und benennt die Anforderungen, die eine Fluoreszenzanalyse in der patientennahen Labordiagnostik an eine geeignete Lichtquelle stellt. Das darauffolgende Unterkapitel 2.2 stellt häufig genutzte Lichtquellen für medizinische, fluoreszenzbasierte Untersuchungen vor, die Unterkapitel 2.3 an den zuvor aufgestellten Anforderungen spiegelt. Unterkapitel 2.4 fasst die Erkenntnisse des Kapitels zusammen und leitet daraus Verbesserungspotentiale ab.

2.1 FLUORESZENZANALYSE IN DER PATIENTENNAHEN LABORDIAGNOSTIK

Fluoreszenzanalysen haben sich in den letzten Jahrzehnten in vielen verschiedenen Anwendungsbereichen, unter anderem auch in der medizinischen Diagnostik, etabliert [3]. Ein aus dem Kontext der COVID-19-Pandemie bekanntes Einsatzgebiet der Fluoreszenzanalyse

und Beispielanwendung der vorliegenden Arbeit ist die Auswertung von qPCR-Tests.

„PCR“ steht für „Polymerase Kettenreaktion“ (englisch: „polymerase chain reaction“). Die Reaktion amplifiziert selektiv Desoxyribonukleinsäure (englisch: deoxyribonucleic acid) (DNA)-Sequenzen in mehreren Temperaturzyklen und erlaubt so beispielsweise die Detektion von Infektionskrankheiten mit hoher Sensitivität. Das „q“ in qPCR ist eine Abkürzung für „quantitativ“ und grenzt die Untersuchung gegen eine Endpunkt-PCR ab, bei der die messtechnische Auswertung erst nach allen Temperaturzyklen erfolgt. In einer qPCR erfolgt dagegen nach jedem Temperaturzyklus eine Auswertung. Da die amplifizierte DNA nach der Auswertung erneut amplifiziert wird, darf die Auswertung diese nicht zerstören.

Zur nicht-destruktiven messtechnischen Charakterisierung des PCR-Produktes kommt eine Fluoreszenzanalyse zum Einsatz. In einem ersten Schritt wird die DNA-Doppelhelix in einzelsträngige DNA-Stränge aufgespalten. Hinzu kommen Farbstoff-Sonden. Eine Farbstoff-Sonde hat, wie der Name bereits vermuten lässt, zwei Komponenten mit zwei Funktionen. Ein Teil, die Sonde, enthält ein einzelsträngiges Gegenstück passend zu der nachzuweisenden DNA-Sequenz und kann daher wie ein Schlüssel-Schloss Prinzip selektiv an einen DNA-Strang mit der nachzuweisenden DNA-Sequenz binden. Ein anderer Teil, der Farbstoff, hat die Eigenschaft zu fluoreszieren, d.h. er kann mit Strahlung einer bestimmten Wellenlänge angeregt werden und emittiert die absorbierte Energie als Strahlung einer höheren Wellenlänge.¹ Das besondere an Farbstoff-Sonden ist, dass der

¹In der vorliegenden Arbeit beschreibt der Begriff „Farbstoff“, wenn nicht explizit darauf hingewiesen ist, immer das Material innerhalb der Probe, das Anregungsstrahlung absorbiert und als Fluoreszenzstrahlung emittiert. Der Begriff ist nicht zu verwechseln mit dem später eingeführten Begriff „Leuchtstoff“.

Farbstoff erst dann aktiv ist, wenn die Sonde an das Gegenstück der DNA andockt. Ist kein nachzuweisender DNA-Strang in der Probe, bleibt die Fluoreszenz daher aus. Quelle [25] gibt einen Überblick über verschiedene Chemikalien, die ein solches Verhalten ermöglichen. Durch die Kombination aus Farbstoff und Sonde sowie deren Zusammenspiel ist es möglich, die Konzentration der DNA-Sequenz in ein messbares Signal zu übersetzen.

Ein qPCR-Test detektiert vorteilhafterweise mehrere unterschiedliche DNA-Sequenzen gleichzeitig. Ein Grund ist Kontrolle: Das Vorhandensein von menschlicher DNA bestätigt, dass der Test erfolgreich durchgeführt wurde. Ein weiterer Grund ist die Möglichkeit, die Infektion genauer zu beschreiben. So kann z. B. gleichzeitig auf mehrere Varianten des COVID-19-Virus oder auf unterschiedliche Atemwegsinfekte getestet werden. Dazu kommen mehrere unterschiedliche Farbstoff-Sonden zum Einsatz, die in zweifacher Hinsicht selektiv sind: Die Sonden passen jeweils nur zu einer der nachzuweisenden DNA-Sequenzen und jeder Farbstoff hat ein einzigartiges Absorptions- und Emissionsspektrum. Durch das beschriebene spektrale Multiplexing sind die Konzentrationen der nachzuweisenden DNA-Sequenzen durch Fluoreszenz bei verschiedenen Wellenlängen unterscheidbar.

Abbildung 2.1 zeigt die Absorptions- und Emissionsspektren der in der vorliegenden Arbeit exemplarisch verwendeten Farbstoffe 5-FAM, CAL Fluor Orange 560, CAL Fluor Red 610 und Quasar 670. Diese Farbstoffe sind eine Referenzkonfiguration für das Bosch Vivalytic-Analysegerät, das für die Arbeit als Anwendungsbeispiel dient. Die Überlagerung der Absorptions- und Emissionsspektren in je einem Diagramm zeigt, dass sich sowohl die Absorptions- als auch die Emissionsspektren der eingesetzten Farbstoffe überlappen. Für die messtechnische Auswertung bedeutet der Überlapp, dass es zu Übersprechen zwischen den Farbstoffen kommen wird. Um den Überlapp mög-

lichst zu minimieren, kommen für jeden Farbstoff spezielle spektrale Anregungs- und Nachweisbänder zum Einsatz. Weiterhin werden Anregungs- und Nachweisband eines Farbstoffs so gewählt, dass jeweils möglichst wenige anderen Farbstoffe angeregt werden und möglichst wenig Fluoreszenz anderer Farbstoffe detektiert wird. Der verbleibende Überlapp wird mit dem Wissen über das System und der daraus resultierenden Übersprech-Matrix (englisch: Crosstalk-Matrix) korrigiert. Die verwendeten Anregungs- und Nachweisbänder sind ebenfalls in Abbildung 2.1 dargestellt.

Die Einführung von Chiplaboren, bestehend aus Kartuschen und den zugehörigen Analysegeräten, ermöglicht eine patientennahe Labor Diagnostik mit Methoden, die bislang nur in spezialisierten Laboren möglich waren. Grundlegender Vorteil der patientennahen Labordiagnostik ist die Einsparung von Transportzeiten und der damit verkürzten Zeitspanne bis zur Diagnose [26]. Der Einsatz in Arztpraxen und Testzentren bringt jedoch neue Anforderungen mit sich, die sich deutlich von den Anforderungen der Laborgeräte unterscheiden. Das Bosch Vivalytic-Analysegerät ist ein solches Chiplabor-Analysegerät, das seit 2020 am Markt ist [27].

Speziell für die Lichtquelle bedeutet der patientennahe Einsatz, dass diese eine sichere Bedienung und Handhabung gewährleisten muss, nur einen begrenzten Bauraum einnimmt, eine lange Lebensdauer aufweist, um Wartungen zu vermeiden, sowie preislich in Kombination mit den restlichen Komponenten der Beleuchtungsoptik für Arztpraxen und Testzentren bezahlbar bleibt. Da eine PCR mit Thermozyklen arbeitet und für den patientennahen Einsatz in ein kompaktes Gehäuse integriert ist, ist zusätzliche Abwärme durch die Lichtquelle zu vermeiden.

Eine wichtige Anforderung aus der Fluoreszenzanalyse ist die Minimierung von Unsicherheiten, um das Übersprechen zwischen Farb-

stoffen korrigieren zu können. Insbesondere gilt es, spektrale Unsicherheiten zu vermeiden, da sich Anregungsbänder, wie Abbildung 2.1 zu entnehmen ist, an den steigenden Flanken der Farbstoffe befinden und deren spektrale Änderung eine verstärkte Änderung des Messsignals zur Folge hätte. Eine technische Möglichkeit, Unsicherheiten in den Anregungsbändern zu reduzieren, besteht in dem Einsatz spektraler Filter in Kombination mit einem kontinuierlichen Spektrum. Zudem ist es wichtig, dass die Lichtquelle im spektralen Bereich der Anregungsbänder emittiert, der sich aufgrund der verfügbaren Farbstoffe ungefähr mit dem sichtbaren Wellenlängenbereich deckt. Emissionen im Ultravioletten und Infraroten müssen geblockt werden, um Probe und Farbstoffe nicht mit hochenergetischer Strahlung zu schädigen oder mit langwelliger Strahlung zu erwärmen.

Aus Sicht des Optikdesigns besteht mit der Forderung einer möglichst hohen Strahldichte eine weitere Anforderung an die Lichtquelle. Die Strahldichte mit Formelzeichen L beschreibt die Leistung, die eine Lichtquelle pro Fläche und pro Raumwinkel emittiert und ist eine Invariante in einem optischen System. Invariant bedeutet, dass die Strahldichte der Lichtquelle, deren Strahlung durch ein optisches System auf eine Zielfläche transferiert wird, größer oder maximal gleich der Strahldichte auf der Zielfläche sein muss. Insbesondere für optische Systeme mit kleiner Etendue spielt die Strahldichte einer Lichtquelle daher eine wichtige Rolle. Die Etendue kann in Anlehnung an [28] anschaulich als Ausdehnung eines Lichtstrahls in Raum und Raumwinkel beschrieben werden.

Das folgende Unterkapitel 2.2 beschreibt die aus der Medizintechnik bekannten Lichtquellen, die anschließend in Unterkapitel 2.3 an den aufgestellten Anforderungen bewertet werden.

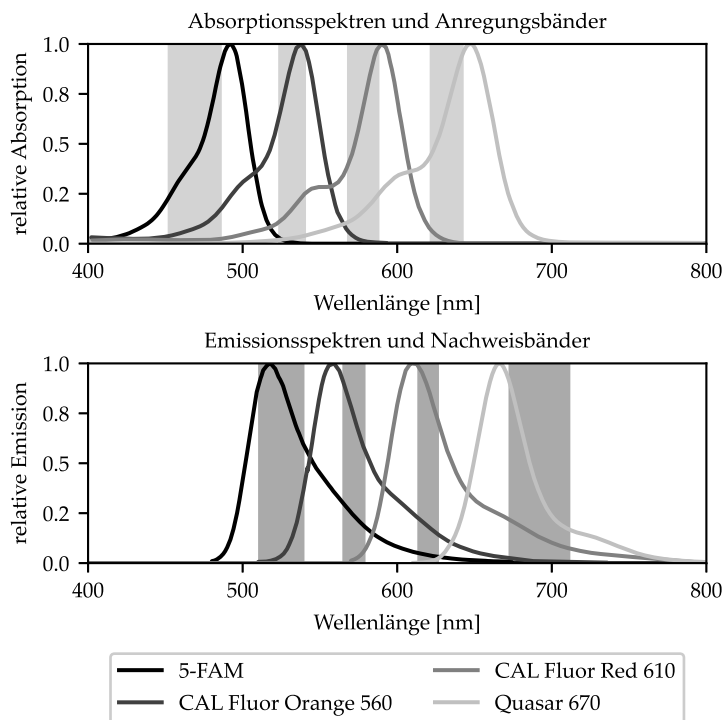


Abbildung 2.1: Absorptions- und Emissionsspektren der Farbstoffe, die im Vivalytic-Analysegerät eingesetzt werden, sowie in grau hinterlegt die zugehörigen Anregungs- und Nachweisbänder.

2.2 LICHTQUELLEN IN DER MEDIZINTECHNIK

Die betrachteten Lichtquellen gruppieren sich in thermische Strahler, Gasentladungslampen, LED-Lichtquellen, Laserquellen und Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen und werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

2.2.1 THERMISCHE STRAHLER

Thermische Strahler wie Halogenlampen sind ausgereifte Produkte [8] und in der Mikroskopie weit verbreitet, wenn niedrige Helligkeitslevel ausreichend sind [6]. Sie emittieren ein kontinuierliches, weißes Spektrum im sichtbaren Bereich, haben eine starke Emission im Infraroten und nur eine schwache Emission im Ultravioletten. Aufgrund der Emission in alle Raumrichtungen und der ausgedehnten Glühwendel haben Halogenlampen eine vergleichbar große Etendue [8], [10] und sind daher in der Fluoreszenzmikroskopie unüblich [6]. Die Kosten der Lichtquellenmodule bleiben im mittleren Preissegment [8], [10] und die Lebensdauer ist mit etwa 50 h bei maximaler Spannung gering [5], [6], [8], [10].

2.2.2 GASENTLADUNGSLAMPEN

Die Gruppe der Gasentladungslampen lässt sich weiter in drei Unterkategorien unterteilen: Quecksilberdampf-, Xenon-Bogen- und Halogen-Metall dampflampen. Quecksilberdampf- und Xenon-Bogenlampen sind die gebräuchlichsten traditionellen Lampen für Fluoreszenzmikroskopie [5], [6], [11] und werden auch für die Endoskopie [28] sowie für nichtmedizinische Anwendungen [12], [16]

verwendet. Die Halogen-Metall dampflampe kann als eine verbesserte Quecksilber dampflampe mit besserer Stabilität und Effizienz angesehen werden [6], [9]. Alle drei Lichtquellen arbeiten mit Gasentladungen zwischen Elektroden, bei denen ein kontinuierliches Spektrum entsteht, wenn Elektronen mit Ionen rekombinieren. Ein Linienspektrum entsteht, wenn Atome angeregt, aber nicht ionisiert werden und ein Elektron relaxiert [3]. Während das Spektrum von Quecksilber dampf- und Halogen-Metall dampflampen von Linien dominiert wird und eine signifikante Emission im ultravioletten Bereich aufweist [3], [5], [6], [9], zeigt das Emissionsspektrum von Xenon-Bogenlampen eine kontinuierlichere Verteilung im sichtbaren Bereich und mehr Spitzen im Infraroten [3], [5], [6]. Aufgrund der geringen Größe des Lichtbogens gelten Gasentladungslampen im Allgemeinen als sehr helle Lichtquellen [5], [8]. Nachteilig ist die begrenzte Lebensdauer der Gasentladungslampen von einigen hundert Stunden bei Quecksilber dampflampen [5], [6] und bis zu einigen tausend Stunden bei Xenonbogen- und Halogen-Metall dampflampen [3], [5]. Die Lebensdauer verringert sich bei vielen Ein- und Ausschaltvorgängen noch weiter [5]. Aufgrund von Degradation innerhalb der angegebenen Lebensdauer kann die Größe des Lichtbogens zunehmen und zu Instabilitäten führen [8], [10], [28], [29]. Die Kosten für die Lampen sind niedrig für Quecksilber dampflampen [6], [9] und im Bereich von 100 € für Xenon-Bogenlampen [4], während das komplette Lampensystem einschließlich Anregungsfilter, Spannungsversorgung und Abblendmechanismus einige tausend Euro erreicht [8]. Halogen-Metall dampflampen sind teurer als Quecksilber dampflampen [6]. Weitere Nachteile von Gasentladungslampen sind Wärmeentwicklung [5], [6], [8], Emission von ultravioletter Strahlung, die gefährlich für Auge und Probe ist, wenn sie nicht für die Anwendung benötigt wird [3], [6], geringe Gesamtwirkungsgrade (im Bereich von wenigen Prozent, wenn spektrale Filterung berücksichtigt wird) [4], [6], [11],

Aufwärm- und Abkühlzeiten [6], Explosionsgefahr [3]–[6], die den Ein- und Ausbau gefährlich gestaltet [7], eine Stromversorgung mit hoher Zündspannung und hohen Dauerströmen [3], Ozonbildung [9], Sensitivität gegenüber der Orientierung im Raum [3] und Instabilität im Betrieb durch Schwankungen der Elektronendichte und thermische Effekte [30]. Bei Quecksilberdampflampen ist weiterhin die Verwendung von giftigem Quecksilber zu erwähnen [6], [9].

Eine Innovation, die auf traditionellen Gasentladungslampen aufbaut, ist die „Laser-Driven Light Source“ (LDLS®) von Energetiq Technology, Inc. Die LDLS® basiert weiterhin auf Gasentladung, verwendet die Elektroden allerdings nur zur Zündung des Plasmas und hält das Plasma durch einen Laserstrahl aufrecht [31]. Dieser Betrieb führt zu einer geringeren Abnutzung der Elektroden, wodurch Lebensdauern im Bereich von 10 000 h möglich sind [31]. Außerdem ist der Durchmesser des Plasmas kleiner als der des Plasma-Bogens von Xenon-Bogenlampen. Es sind mehrere Varianten der LDLS® erhältlich. Die hellste unter ihnen ist die EQ-400, die eine spektrale Strahldichte von $100 \text{ mW/mm}^2/\text{sr/nm}$ über fast das gesamte sichtbare Spektrum erreicht. Im Vergleich zu einer Xenon-Bogenlampe ist die Strahldichte etwa um einen Faktor zehn höher [31]. Das Spektrum ähnelt dem einer Xenon-Bogenlampe [31]. Diese neuartigen Quellen gehen zwar an die Grenzen des Machbaren und sind es wert, weiter beobachtet zu werden, jedoch richten sie sich derzeit mit Preisen ab 10 000 € [32] eher an High-End- als an Low-Cost-Anwendungen [31]. Die weiteren Nachteile von Gasentladungslampen bleiben bestehen, da Wärmeentwicklung, ultraviolette Strahlung, hoher Druck und Ozonbildung berücksichtigt werden müssen. Durch den Einsatz von einem Laser müssen zusätzliche Lasersicherheitsvorkehrungen getroffen werden.

2.2.3 DIREKT-EMITTIERENDE LEDs

Seit etwa 20 Jahren nimmt der Einsatz von direkt-emittierenden LEDs in medizinischen Anwendungen zu [3], [5], [9]. Direkt-emittierende LEDs sind in vielen verschiedenen Spitzenwellenlängen vom Ultraviolett bis zum Infraroten [3], [8], [10], [33] mit einem schmalbandigen Spektrum ab 15 nm [4], [10]–[12] erhältlich. Der Mangel an effizienten direkt-emittierenden LEDs im Wellenlängenbereich zwischen 520 und 560 nm wird als „green gap“ bezeichnet [10], [12]. Daher ist vor allem im grünen und gelben Bereich des elektromagnetischen Spektrums die erreichbare Strahldichte begrenzt [4], [12], [34], [35]. Ein Grund für die allgemein limitierte Strahldichte ist der große Winkelbereich der Emission [10], ein zweiter Grund die Abnahme des Wirkungsgrades bei hohen Strömen, auch bekannt als „Droop-Effekt“ [36]. Ein großer Vorteil von LEDs sind ihre geringen Kosten von wenigen Euro [4], die um mehr als eine Größenordnung niedriger sind als bei Gasentladungslampen [30], sowie ihre Lebensdauer im Bereich von 10 000 bis 50 000 h [3], [6], [30]. Weitere Vorteile von LEDs sind ihr Betrieb ohne nennenswerte Wärmeentwicklung sowie unerwünschte ultraviolette und infrarote Emission [3], [5], [6], [8], [10], ihre kompakte Ausführungsform [5], eine schnelle Modulationsmöglichkeit [3], [5], [8], [10], kurze Aufwärm- und Abkühlzeiten [5], [6], [9], ein höherer Gesamtwirkungsgrad und damit geringerer Stromverbrauch als Gasentladungslampen [3]–[6], [33], eine Stromversorgung mit niedriger Spannung und niedrigem Strom [30] und eine einstellbare Ausgangsleistung [9]. Der größte Nachteil von direkt-emittierenden LEDs ist neben dem „green gap“ ihre geringe spektrale Stabilität sowohl durch Temperatureinflüsse während des Betriebs als auch durch Variationen bei der Herstellung, was ihre Anwendung in der quantitativen Analyse erschwert. Aufgrund der vielen Vorteile werden direkt-emittierenden LEDs in verschiedenen kommerziellen Lichtquellenmodulen wie CoolLED pE-800 [37],

Zeiss Colibri [38] und Lumencor AURA Light Engine [39] vor allem für bildgebende Anwendungen wie die Weitfeld-Fluoreszenzmikroskopie eingesetzt [5]. Auch in der Forschung sind direkt-emittierende LEDs für die Bildgebung üblich [40], vor allem wenn niedrige Kosten und Kompaktheit von Bedeutung sind [33]. Neben der Bildgebung werden LEDs auch für die quantitative Fluoreszenzanalyse verwendet [13], [14].

2.2.4 LASER

In der Medizin werden verschiedene Arten von Laserquellen eingesetzt, von Farbstoff-², Metaldampf-, Gas- und diodengepumpten Festkörperlasern bis hin zu Laserdioden. Allen Lasern ist gemeinsam, dass sie im Vergleich zu anderen Technologien hohe Leistungsdichten im Bereich von 10^5 W/mm^2 bis 10^7 W/mm^2 [4], kohärentes Licht [10] und Linienspektren [3], [8], [10] emittieren. Die hohen Leistungsdichten führen zu Sicherheitsvorschriften [9], [10]. Kohärentes Licht kann für einige High-End-Anwendungen wie die Konfokal-Mikroskopie vorteilhaft sein, bedeutet allerdings für andere Anwendungen unerwünschte Speckle-Effekte. Die Linienemission in Kombination mit einer Variation im Spektrum von Produkt zu Produkt und spektralen Verschiebungen während des Betriebs ist besonders nachteilig für die quantitative Analyse [8], [10]. Hinzu kommt, dass effiziente Laser nur bei bestimmten Wellenlängen verfügbar sind und vor allem im gelben Bereich effiziente Laser fehlen [4], [8], [41], [42]. Für alle genannten Lasertypen mit Ausnahme von Laserdioden ist eine externe Modulation erforderlich. Wichtige Gaslaser sind Argon- und Krypton-Ionenlaser, die in der hochauflösenden Fluoreszenzmikroskopie ein-

²Hierbei handelt es sich nicht um das in Kapitel 2.1 beschriebene fluoreszierende Material in einer Probe für Fluoreszenzanalysen.

gesetzt werden [5]. Der Vorteil einer hohen Leistungsdichte geht mit hohen Kosten von einigen tausend Euro [5], [8], einer begrenzten Lebensdauer von sechs bis acht Monaten [8] und einem Gesamtwirkungsgrad von etwa 2 % [4] einher. Eine erhöhte Leistungsdichte von etwa 10^7 W/mm^2 [4] zu einem geringeren Preis, mit längerer Lebensdauer [8], [42], kleinerem Bauraum sowie geringerem Stromverbrauch und Kühlaufwand [42] ist mit diodengepumpten Festkörperlaser (englisch: Diode-pumped solid-state laser, DPSS-Laser) möglich. Nachteil von DPSS-Lasern ist neben der notwendigen externen Modulation die begrenzte Verfügbarkeit bei den benötigten Wellenlängen [8]. Im Vergleich zu herkömmlichen Laserquellen weisen Laserdioden eine geringere Kohärenz [7] auf, sind aber in Bezug auf elektrische Modulationsmöglichkeiten [3], Bauraum [43], Gesamteffizienz [43], einer Lebensdauer im Bereich von 10 000 h [44] und Kosten von weniger als 50 € [45], je nach Wellenlänge und Leistung, den bisher beschriebenen Laserquellen überlegen. Es bleiben aber auch einige Probleme der herkömmlichen Laserquellen bestehen, wie Wellenlängenschwankungen [8] und eine begrenzte Verfügbarkeit effizienter Laserdioden bei den gewünschten Wellenlängen, insbesondere im grün-gelben Bereich [41], [46].

2.2.5 LEUCHTSTOFF-KONVERTIERTE LICHTQUELLEN

Um ein breitbandiges Spektrum zu realisieren und den „green gap“ von direkt-emittierenden LEDs und Lasern zu füllen, kann Leuchtstoff-Konversion eingesetzt werden [3], [12]. Dabei werden drei verschiedene Arten von Leuchtstoff-konvertierten Lichtquellen unterschieden: Am gebräuchlichsten ist die „weiße LED“, bei der eine blaue oder ultraviolette direkt-emittierende LED mit einem Leuchtstoff auf der Oberseite verwendet wird. Um die Leistungsdichte zu erhöhen, wird die LED durch einen Laser ersetzt, und zur besseren Kühlung werden

Pumplichtquelle und Leuchtstoff räumlich voneinander getrennt. Dieser Aufbau wird als LERP-Lichtquelle bezeichnet, wobei LERP für laserangeregter Remote-Leuchtstoff (englisch: laser-excited remote phosphor) steht.³ Alternativ können hohe Leistungsdichten auch mit LEDs erreicht werden, indem der Lumineszenz-Konzentrations-Effekt (englisch: luminescent concentrator effect) genutzt wird. Diese Lichtquellen haben daher auch den Namen Lumineszenz-Konzentrator und bestehen aus einem Wellenleiter, der selbst fluoreszieren kann. Durch totale interne Reflexion an den Außenflächen des Wellenleiters wird ein Teil der isotrop emittierten Fluoreszenzstrahlung innerhalb des Wellenleiters gesammelt. Aufgrund einer geringen Reabsorption konzentriert sich so die Strahlung, die an den Enden den Wellenleiter verlässt. Die Mehrheit der in der Medizintechnik eingesetzten Leuchtstoff-konvertierten Lichtquellen weist ein breitbandiges Spektrum auf (ca. 100 nm Halbwertsbreite [12]) und emittiert insbesondere bei hohen Leistungsdichten [47] mit einer Spitzenwellenlänge im grünen bis orangefarbenen Bereich des elektromagnetischen Spektrums. Im Falle einer Anregung mit einem Laser oder einer Hochleistungs-LED wird der Leuchtstoff in der Regel als Keramik gesintert, während bei Lumineszenz-Konzentratoren transparente Kristalle verwendet werden. Da Keramiken und Kristalle sehr langlebig sind, ist die Lebensdauer dieser Geräte meist durch die Lebensdauer ihrer Pumplichtquelle begrenzt und liegt im Bereich von 10 000 h bis 20 000 h [8], [12], [15]–[18]. Während die Leuchtdichte⁴ Leuchtstoff-konvertierter LEDs auf ca. 700 cd/mm² begrenzt ist [12], [19], [20], übertreffen Lumineszenz-Konzentratoren und LERP-

³Mit dem Begriff LERP ist in der vorliegenden Arbeit ausschließlich der Leuchtstoff gemeint. Die gesamte Lichtquelle inklusive Laser ist als LERP-Lichtquelle bezeichnet. Die Bezeichnung eines Leuchtstoffes als LERP setzt weiterhin voraus, dass der Leuchtstoff die Pumpleistungsdichten eines Lasers effizient konvertieren kann.

⁴Die Leuchtdichte beschreibt die menschliche Hellempfindlichkeit und entspricht der Strahldichte gewichtet mit der menschlichen Hellempfindlichkeitskurve.

Lichtquellen sogar die Leuchtdichten von Gasentladungslampen mit über 2000 cd/mm^2 [17], [19], [28], [48]. Wenn der Leuchtstoff auf einem rotierenden Rad platziert wird, kann die LERP-Lichtquelle sogar Leuchtdichten von bis zu 9000 cd/mm^2 erreichen [49]. Die Kosten variieren zwischen den drei Typen: Leuchtstoff-konvertierte LEDs sind mit wenigen Euro am günstigsten. Das komplexere Design und die Verwendung von Lasern erhöhen die Kosten von LERP-Lichtquellen im Vergleich zu Leuchtstoff-konvertierten LEDs um ein bis zwei Größenordnungen. Deutlich teurer sind Lumineszenz-Konzentratoren mit Preisen im Bereich von einigen tausend Euro [4], [8], [10]. Der Nachteil der eingesetzten Leuchtstoffe ist die bereits erwähnte Beschränkung auf bestimmte Wellenlängenbereiche. Außerdem stellt die Leuchtstoff-Konversion einen weiteren Konversionsprozess dar, der die Gesamteffizienz im Vergleich zu direkt-emittierenden LEDs verringert. Ein Nachteil von Lumineszenz-Konzentratoren ist ihre größere Etendue im Vergleich zu LERP-Lichtquellen, die aus Herstellungs- und Effizienzgründen nicht verringert werden kann [16]. Ein LED-Array mit großen Pumpleistungen im kW-Bereich und erhöhte Verluste durch Selbstabsorption im Wellenleiter im Vergleich zu LERP-Lichtquellen oder Leuchtstoff-konvertierten LEDs erfordert eine aktive Kühlung des Lumineszenz-Konzentrators, was zu einem größeren Bauraum führt [4], [12]. Ein großer Vorteil Leuchtstoff-konvertierter LEDs ist ihre höhere Effizienz im grünen Spektralbereich im Vergleich zu direkt-emittierenden LEDs [12]. Der Wirkungsgrad von LERP-Lichtquellen ist mit 17% höher als bei Gasentladungslampen, Lumineszenz-Konzentratoren sind mit etwa 2 - 10% Gesamteffizienz etwas effizienter als Gasentladungslampen [4], [48], [50]. Allen Leuchtstoff-konvertierten Lichtquellen gemein ist eine Modulationsmöglichkeit von etwa 1 kHz aufgrund einer kurzen Abklingzeit von weniger als 100 ns der typischerweise verwendeten Leuchtstoff-Materialien [8], [10], [17], [51], kurze Aufwärmzeiten [8],

[15] und eine hohe Stabilität in Bezug auf Leistung und Spektrum [10]. Leuchtstoff-konvertierte LEDs werden in Lichtquellenmodulen für die medizinische Bildgebung wie ZEISS Colibri [38] und in der Forschung für die Fluoreszenzmikroskopie [52] sowie für die Endoskopie [53] verwendet. Lumencor hat Lumineszenz-Konzentratoren patentiert und setzt diese in ihren Lichtquellenmodulen ein [39]. Medizinische Anwendungen von Lumineszenz-Konzentratoren sind Diagnostik, Endoskopie, Fluoreszenzmikroskopie und Lebendzellabbildung [28], [50], [54]. Neben medizinischen Anwendungen waren Lumineszenz-Konzentratoren ein Kandidat für Projektor-Anwendungen [12], [15], [48]. LERP-Lichtquellen haben Einzug automobile Scheinwerfer sowie Projektoranwendungen gefunden [21]–[23] und dienen darüber hinaus als Lichtquelle für Mikroskopie, Endoskopie und Diagnostik [22], [55].

2.3 KRITISCHE BEWERTUNG DER VERFÜGBAREN LICHTQUELLEN

Um eine geeignete Lichtquellentechnologie für Fluoreszenzanalysen in der patientennahen Labordiagnostik zu identifizieren, kommt eine Pugh-Matrix zum Einsatz, die in Tabelle 2.1 dargestellt ist. Die Anforderungen der Pugh-Matrix entsprechen den Anforderungen aus Unterkapitel 2.1, die je nach ihrer Bedeutung für die Anwendung zwischen 1 und 3 gewichtet werden. Die größte Bedeutung kommt der Stabilität und der Verteilung des Spektrums sowie der Strahldichte zu. Die in Unterkapitel 2.2 beschriebenen Lichtquellen füllen die Spalten der Pugh-Matrix. Die Bewertung der Lichtquellen erfolgt zwischen –3 und 3 basierend auf der Beschreibung aus Unterkapitel 2.2 und

ist im Anhang A ausführlich erklärt. Das Referenzkonzept, mit dem andere Lichtquellen verglichen werden, stellen Gasentladungslampen dar. Die Pugh-Matrix multipliziert den Eintrag jedes Feldes der Matrix mit dem Gewicht der jeweiligen Anforderung und summiert die Produkte einer Spalte auf. Das Ergebnis dieser Rechnung ist für jede Spalte der unteren Zeile zu entnehmen und wird als Performanz einer Lichtquellentechnologie speziell für die gegebene Anwendung betrachtet. Abbildung 2.2 gliedert die betrachteten Lichtquellentechnologien anhand der in der Pugh-Matrix ermittelten Performanz über die Kosten, die nicht als Anforderung in der Pugh-Matrix formuliert werden, auf.

Aufgrund der patientennahen Anwendung kommen nur Lichtquellen in Frage, deren Kosten in der gleichen oder einer kleineren Größenordnung liegen wie die Kosten des aktuellen optischen Systems. Interessant werden Lichtquellen damit, wenn diese deutlich unter 1000 €, im Idealfall, wie in Abbildung 2.2 eingezeichnet, unter 100 € liegen.

Tabelle 2.1: Pugh-Matrix zur Identifikation der Performanz einer Lichtquellentechnologie in der in Unterkapitel 2.1 beschriebenen Anwendung, die zwei linken, grau hinterlegten Spalten, zeigen die Anforderungen inklusive deren Gewichtung. Jede weitere Spalte repräsentiert eine Lichtquellentechnologie inklusive deren Bewertung auf Basis der jeweiligen Anforderung einer Zeile. Der letzten Zeile kommt eine besondere Rolle zu, da diese die Bewertung einer Lichtquelle mit der Gewichtung der jeweiligen Anforderung multipliziert und über alle Anforderungen summiert. Dieser Wert wird als Performanz der Lichtquellentechnologie in der speziellen Anwendung interpretiert.

		Thermischer Strahler	Traditionelle Gasentladungslampen	LDLS®	direkt-emittierende LEDs	Laserdioden	traditionelle Laser	Leuchtstoff-konvertierte LEDs	LEDP-Lichtquellen	Lumineszenz-Konzentratoren
Spektrum	3	3	0	1	-1	-3	-3	3	3	3
Strahldichte	3	-3	0	3	-1	3	3	-3	1	1
Bauraum	2	1	0	-1	3	3	-3	3	1	-3
Sicherheit	2	3	0	-1	3	1	1	3	1	3
Lebensdauer	2	-1	0	3	3	3	0	3	3	3
Abwärme	1	-1	0	0	3	3	0	1	1	0
Performanz		5	0	14	15	17	-4	19	23	18

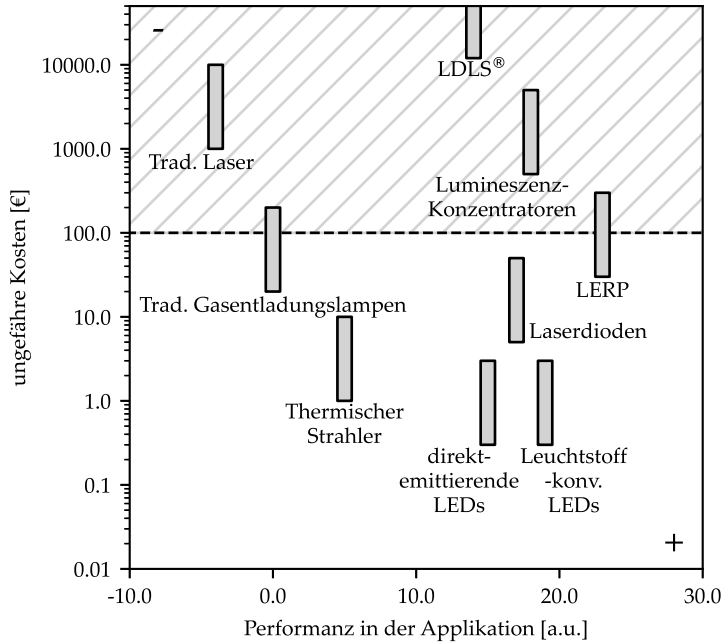


Abbildung 2.2: Bewertung von Lichtquellentechnologien in einem Diagramm, das die ungefähren Kosten einer oder einem Set aus Lichtquellen dieser Technologie über die Performanz in der betrachteten Anwendung aus Unterkapitel 2.1 darstellt. Die Performanz entspricht der Bewertung aus der Pugh-Matrix in Tabelle 2.1. Die Kostenschätzung basiert auf den Informationen aus Abschnitt 2.2 und ist lediglich als grobe Einordnung zu sehen.

2.4 FAZIT

Abbildung 2.2 fasst die Ergebnisse der Betrachtung der Lichtquellentechnologien prägnant zusammen. Aus Kostengründen können bereits traditionelle Laserquellen sowie LDLS[®] ausgeschlossen werden. Die Kosten für Lumineszenz-Konzentratoren wären zwar denkbar, allerdings nur bei hohem Potential, weshalb diese Lichtquellentechnologie im Weiteren nicht betrachtet wird. Traditionelle Gasentladungslampen sowie thermische Strahler scheiden aufgrund der geringen Performanz aus. Übrig bleiben direkt-emittierende LEDs, Laserdioden, Leuchtstoff-konvertierte LEDs sowie LERP-Lichtquellen.

Die Besonderheiten der vier verbleibenden Technologien sollen im Folgenden näher betrachtet werden: Laserdioden überzeugen in beinahe allen Anforderungen auf hohem Niveau abgesehen von den spektralen Anforderungen. Ähnlich gut, allerdings zu weniger hohen Kosten und dafür schlechterer Strahldichte liegen direkt-emittierende LEDs. Obwohl deren spektrale Breite etwa der spektralen Breite der eingesetzten Anregungsbänder entspricht und damit eine gute spektrale Effizienz liefert, fällt die Bewertung direkt-emittierender LEDs an den spektralen Anforderungen schlecht aus. Grund für die schlechte Bewertung von direkt-emittierenden LEDs und Laserdioden im Punkt Spektrum ist neben der mangelnden Verfügbarkeit bei allen benötigten Wellenlängen die spektrale Unsicherheit. Die hohe Bedeutung dieser Anforderung für die Applikation schmälert die Gesamtwertung der beiden Lichtquellentechnologien.

Spektrale Unsicherheiten werden dagegen bei Leuchtstoff-konvertierten LEDs und Lasern mit einem kontinuierlichen Spektrum, aus dem passive und damit stabile optische Bauelemente die Anregungsbänder herausfiltern, umgangen. Nachteilig an der Leuchtstoff-Konversion

ist allerdings, dass sich die ursprüngliche Strahldichte der pumpenden LED oder des Lasers auf einen breiten spektralen Bereich verteilt und daher im Anregungsband nur noch bedingt verfügbar ist. Außerdem kommen Konversionsverluste im Leuchtstoff hinzu. Aus diesem Grund entspricht die Strahldichte-Wertung der Leuchtstoff-konvertierten Lichtquelle jeweils der Strahldichte der zugehörigen Pumplichtquelle abzüglich einer Bewertungsstufe.

In Kombination weisen LERP-Lichtquellen durch die guten spektralen Eigenschaften, die im Vergleich zu Leuchtstoff-konvertierten LEDs höhere Strahldichte und gute bis sehr gute Bewertungen der verbleibenden Anforderungen die höchste Performanz auf. Daher soll im Rahmen der vorliegenden Arbeit das Potential dieser Lichtquellentechnologie für die fluoreszenzbasierte, patientennahe Labordiagnostik untersucht werden. Aus der Pugh-Matrix in Tabelle 2.1 wird deutlich, dass der Fokus insbesondere auf den Vorteilen aus der hohen Strahldichte von LERP-Lichtquellen im Vergleich zu Leuchtstoff-konvertierten LEDs liegen muss. Eine hohe Strahldichte erlaubt es, optische Systeme zu miniaturisieren sowie deren Funktionsumfang zu erhöhen.

Weiterhin zeigt die Untersuchung, dass ein Spektrum, wie es direkt-emittierende LEDs liefern, zwar eine hohe spektrale Effizienz erlaubt, allerdings aufgrund von Unsicherheiten erhebliche Nachteile mit sich bringt. Hieraus lässt sich ein weiteres Potentialfeld von Leuchtstoffen identifizieren, das in der vorliegenden Arbeit untersucht werden soll: Neben den Leuchtstoffen, die in den LERP-Lichtquellen aus Unterkapitel 2.2 enthalten sind, gibt es Leuchtstoffe, die eine geringe spektrale Breite aufweisen. Diese Art von Leuchtstoffen findet insbesondere im Display-Bereich Anwendung. Im Vergleich zu direkt-emittierenden LEDs haben Leuchtstoffe den entscheidenden Vorteil, dass diese in großen Chargen hergestellt werden, was die Herstellungstoleranzen mini-

miert. Zudem ermöglichen Leuchtstoffe durch eine remote-Platzierung und die Einsparungen elektrischer Verbindungen eine bessere thermische Anbindung an eine Wärmesenke, wodurch thermische bedingte Veränderungen des Spektrums vermieden werden können. Durch spektral stabile Leuchtstoffe mit einer spektralen Breite passend zu der Breite der Anregungsbänder könnten daher hohe spektrale Effizienzen erreicht und teure spektrale Filter eingespart bzw. durch Filter geringerer Qualität ersetzt werden. Emissionsspektren, die mehrere aber nicht alle Anregungsbänder abdecken, benötigen zwar noch spektrale Filter, ermöglichen aber vereinfachte Filterkonzepte. Idealerweise sind spektral schmalbandige Leuchtstoffe ebenfalls in LERP-Lichtquellen einsetzbar und liefern neben einem schmalbandigen Spektrum ebenso eine hohe Strahldichte.

Im Rahmen der Arbeit wird untersucht, ob und wie weit die aus der Pugh-Matrix in Tabelle 2.1 zu erwartende Strahldichte im Vergleich zu Leuchtstoff-konvertierten LEDs aufgrund von Miniaturisierungspotential und der Eröffnung neuer Funktionen Vorteile bringt. Darüber hinaus evaluiert die Arbeit, ob es möglich ist, mit den verfügbaren Leuchtstoff-Materialien eine höhere spektrale Effizienz zu erreichen und ökonomischere Filterkonzepte umzusetzen. Zur Demonstration der drei Potentiale, Miniaturisierung, erhöhter Funktionsumfang sowie ökonomisches Filterkonzept mit höherer spektraler Effizienz, wird im Rahmen der Arbeit eine Leuchtstoff-basierte Beleuchtungseinheit entwickelt und als Prototyp im Labor aufgebaut sowie charakterisiert. Der erste Schritt zur Beleuchtungseinheit findet sich im folgenden Kapitel und besteht in der Untergliederung in Unterfunktionen sowie der Aufführung verschiedener konzeptioneller Möglichkeiten pro Unterfunktion. Anhand der Unterfunktionen und deren Realisierungsmöglichkeiten wird erarbeitet, wie die drei Potentiale am besten demonstriert werden können.

Kapitel 3

MORPHOLOGISCHER KASTEN EINES LEUCHTSTOFF-BASIERTEN BELEUCHTUNGSSYSTEMS FÜR FLUORESZENZANREGUNG

Ziel des vorliegenden Kapitels ist die systematische Gliederung aller Möglichkeiten, ein Beleuchtungssystem zu realisieren, das die Potentiale Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen hervorheben. Dazu unterteilt Unterkapitel 3.1 die Gesamtfunktion in Unterfunktionen, zu denen in den darauffolgenden Unterkapiteln Realisierungsmöglichkeiten aufgestellt und beschrieben werden.

3.1 FUNKTIONEN DES BELEUCHTUNGSSYSTEMS

Zur Gliederung aller Möglichkeiten empfiehlt es sich, die Funktionalität eines Leuchtstoff-basierten Beleuchtungssystems in Unterfunktionen zu unterteilen. Die Aufgabe eines solchen Systems lässt sich in die drei Unterfunktionen 1) Erzeugung der Anregungsstrahlung, 2) Auswahl einer Anregungsstrahlung sowie 3) Abbildung der ausgewählten Anregungsstrahlung auf eine Zielfläche wie z. B. eine Probenkammer unterteilen.

Zur Erzeugung der Anregungsstrahlung, Unterfunktion 1), wird aus einem ersten Spektrum, das dem Emissionsspektrum eines eingesetzten Leuchtstoffes entspricht, mit einem spektralen Filter das Anregungsband gefiltert. Unterfunktion 1) lässt sich daher wie folgt weiter unterteilen: Eine Unterfunktion besteht darin, dieses erste Spektrum zu generieren, die als 1.1) Erzeugung des Basisspektrums bezeichnet wird. Die 1.2) spektrale Filterung stellt eine zweite Unterfunktion dar. Unterfunktion 1) bietet sich damit an, das Potential spektral selektiver Leuchtstoffe zu zeigen und mit diesen durch vereinfachte Filterkonzepte und spektral besser passende Basisspektren die Ökonomie und den Wirkungsgrad des Beleuchtungssystems zu verbessern.

Unterfunktion 2) ist für die meisten Realisierungsmöglichkeiten in 2.1) Anwahl einer Anregungsstrahlung und 2.2) Vereinigung aller Anregungsstrahlungen zu unterteilen. Die Vereinigung aller Anregungsstrahlungen ist notwendig, um eine definierte Schnittstelle, einen Strahl mit definierter Position, Ausdehnung und Richtung, für die sich anschließende Unterfunktion 3) Abbildung der ausgewählten Anregungsstrahlung auf eine Zielfläche bereitzustellen. Unterfunktion 2) kann insbesondere durch eine hohe Strahldichte der verwendeten Lichtquellen potentiell miniaturisiert werden, um neben Bauraum auch Materialkosten sowie Gewicht einzusparen.

Unterfunktion 3) Abbildung der ausgewählten Anregungsstrahlung auf eine Zielfläche hängt von der individuellen Aufgabe des Beleuchtungssystems ab und bietet sich hervorragend an, einen erhöhten Funktionsumfang eines Leuchtstoff-basierten Beleuchtungssystems zu demonstrieren. Kapitel 8 wird eine Etendue-limitierte Realisierungsmöglichkeit für Unterfunktion 3) beschreiben, um einen erweiterten Funktionsumfang der Beleuchtungseinheit durch eine hohe Strahldichte nachzuweisen. Da die Umsetzung von Unterfunktion 3) sehr indivi-

duell ist und separat in Kapitel 8 behandelt wird, geht es im Folgenden ausschließlich um die Unterfunktionen 1) und 2).

Abbildung 3.1 fasst die beschriebene Untergliederung der Funktion eines Leuchtstoff-basierten Beleuchtungssystems in Unterfunktionen zusammen.

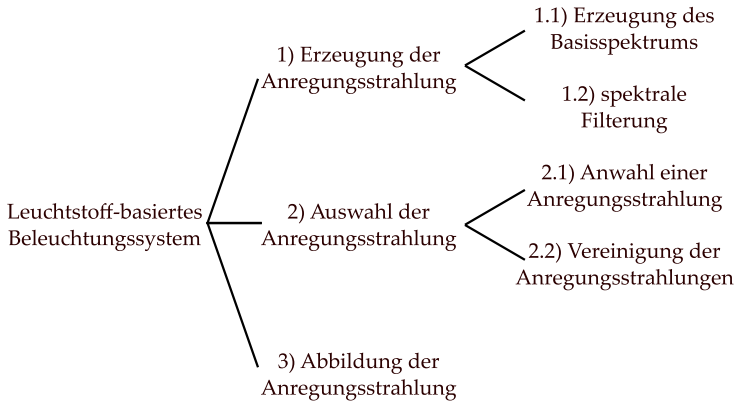


Abbildung 3.1: Untergliederung der Funktionen des Leuchtstoff-basierten Beleuchtungssystems in Unterfunktionen

3.2 ERZEUGUNG DER ANREGUNGSSTRAHLUNG

Dieser Abschnitt behandelt die Unterfunktionen 1.1) Erzeugung des Basisspektrums sowie 1.2) spektrale Filterung. Zur Erzeugung des Basisspektrums kommen Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen

in Frage, die einen Leuchtstoff mit einer LED oder vorzugsweise einem Laser pumpen. Das Emissionsspektrum des verwendeten Leuchtstoff-Materials stellt das Basisspektrum dar und hat damit einen Einfluss auf das Anregungsspektrum. Zur Auswahl stehen spektral selektive Leuchtstoffe sowie Leuchtstoffe mit kontinuierlichem Spektrum.

Die spektrale Filterung kann mit Interferenzfiltern erfolgen. Eine Realisierungsmöglichkeit sieht vor, für jedes Anregungsband einen eigenen Bandpassfilter zu nutzen. Alternativ dazu können Kantenfilter, insbesondere ausgeführt als dichroitische Spiegel, genutzt werden. Kantenfilter begrenzen das Spektrum in eine Richtung und bieten sich für spektral selektive Leuchtstoffe an, deren spektrale Breite größer als die eines oder mehrerer Anregungsbänder ist. Eine dritte Realisierungsmöglichkeit stellt ein Multibandpassfilter dar. Ein solcher Interferenzfilter weist mehrere Durchlassbereiche auf und kann in Kombination mit spektral selektiven Leuchtstoffen, die jeweils nur ein Anregungsband abdecken, das Anregungsband definieren.

Im Vergleich zu je einem Bandpassfilter pro Anregungsband stellen die weiteren Realisierungsmöglichkeiten einen Zusatznutzen dar. Kantenfilter, ausgeführt als dichroitische Spiegel, vereinigen neben der spektralen Filterung die Anregungsstrahlengänge miteinander. Ein Multibandpassfilter nimmt die spektrale Filterung für mehrere Anregungsbänder vor und erlaubt daher die Einsparung von Interferenzfiltern, die aufgrund der hohen geforderten Güte ein signifikanter Kostentreiber des Beleuchtungssystems sind. Neben dem benannten Potential bringen Filterkonzepte mit Kanten- oder einem Multibandpassfilter allerdings auch einen Nachteil mit sich: Ein erhöhtes Übersprechen. Der Begriff des Übersprechens wurde bereits in Unterkapitel 2.1 eingeführt und wird für die genannten Filterkonzepte detailliert in Unterkapitel 4.1 betrachtet.

Hologramme sind eine in Zukunft potentiell kostengünstigere Alternative zu Interferenzfiltern. Mit Hologrammen können prinzipiell die drei beschriebenen Realisierungsmöglichkeiten Bandpass-, Kanten- sowie Multibandpassfilter ebenfalls umgesetzt werden. Eine Besonderheit an Hologrammen ist ihre Fähigkeit, komplexere Funktionen als nur Reflexion und Transmission zu übernehmen wie z. B. eine Linsenfunktion. Nachteilig erweist sich der noch geringe Reifegrad von Hologrammen, die aktuell zwar in Forschungsarbeiten genutzt werden [13], als Filter allerdings bisher keinen kommerziellen Einsatz gefunden haben.

Abbildung 3.2 am Ende des vorliegenden Kapitels fasst die Realisierungsmöglichkeiten der beiden Unterfunktionen übersichtlich zusammen.

3.3 AUSWAHL DER ANREGUNGSSTRAHLUNG

Im Folgenden geht es um die Auswahl der benötigten Anregungsstrahlung, wozu Realisierungsmöglichkeiten für die Unterfunktionen 2.1) Anwahl sowie 2.2) Vereinigung der Anregungsstrahlung betrachtet werden.

Eine Möglichkeit, beide Unterfunktionen gleichzeitig zu erfüllen, ist eine mechanische Verschiebung. Beispielsweise können an einem rotierbaren Rad unterschiedliche Leuchtstoffe sowie Filter platziert werden. Ein Motor oder ein anderer Aktuator dreht das Rad auf die gewünschte Position und bestimmt so die Anregungsstrahlung. Eine Vereinigung der Strahlengänge ist nicht mehr nötig, da durch den Austausch

von Leuchtstoff und Filter Position, Richtung und Strahldurchmesser gleich bleiben.

Die mechanische Bewegung kann ebenfalls auf einer kleinen Größenskala durchgeführt werden, da insbesondere bei Laseranregung Lichtspots in der Größenordnung von einigen $100\text{ }\mu\text{m}$ möglich sind. Für kleine Bewegungen bieten sich unter anderem Piezo-Aktuatoren an, die im Vergleich zu Schrittmotoren eine höhere Präzision, ein geringeres Gewicht sowie einen kleineren Bauraum bieten. [56] Die Bewegung auf kleiner Größenskala lässt allerdings keinen Wechsel der spektralen Filter zu, sofern deren Filterwirkung entsprechend dem Stand der Technik auf Interferenz basiert. Der Grund ist, dass Interferenzfilter nur für Strahlung mit einer definierten Richtung entsprechend ihrer Spezifikation funktionieren. Sind im Strahlenbündel Strahlen mit einer anderen Richtung enthalten, durchlaufen diese aufgrund des veränderten Winkels einen abweichend langen Weg durch jede Schicht des Interferenzfilters. Folglich erfahren diese Strahlen bei anderen Wellenlängen Interferenz und die Filterwirkung weicht von der Spezifikation ab. In der Praxis sind Interferenzfilter daher für kollimierte Strahlung bis zu einer bestimmten Restdivergenz einsetzbar. Durch Kollimation der Lambert-förmig abgestrahlten Fluoreszenzstrahlung weist der Strahl an der Position des Filters ein größeres Strahlprofil auf, wodurch die Interferenzfilter ebenfalls größer ausgeführt werden müssen und nicht mehr im Mikrometerbereich liegen können.

Eine Möglichkeit, eine Anregungsstrahlung anzuwählen, die allerdings die verschiedenen Anregungsstrahlen nicht auf dieselbe Position und mit derselben Richtung vereinigt, besteht darin, jeden Leuchtstoff mit einer separaten Pumplichtquelle anzuregen. Eine Software bestimmt, welche Pumplichtquelle angeschaltet ist. Diese aktiviert den zugehörigen Leuchtstoff, dessen Fluoreszenz in einem eigenen Strahlengang kollimiert und gefiltert werden kann.

Soll nur eine Pumplichtquelle verwendet werden, so kann ein mechanischer Spiegel deren Strahlung auf den Leuchtstoff der Wahl lenken. Alternativ kann ein mechanischer Spiegel Fluoreszenzstrahlung eines Leuchtstoffes auf verschiedene Filter lenken. Verschiedene Ausführungsformen eines mechanischen Spiegels kommen je nach Anforderungen an Ablenkwinkel und Aperturgröße in Frage. Wichtig ist, dass der Spiegel nicht-resonant arbeiten und somit an definierten Positionen verharren kann. Quelle [57] gibt einen Überblick über mögliche Technologien.

Die holografische Anwahl eines Leuchtstoffes ist eine neue Idee, die im Rahmen der Arbeit entstanden und derzeit in Kombination mit der holografischen Strahlvereinigung als Erfindung angemeldet wird [58]. Eine Pumplichtquelle koppelt Strahlung in einen Wellenleiter ein, an dessen Seite sich so viele Hologramme wie aufzubauende Strahlengänge befinden. Jedes Hologramm hat die Aufgabe, Strahlung aus dem Wellenleiter auszukoppeln, sofern die Wellenlänge mit der Designwellenlänge des Hologramms übereinstimmt. Die Hologramme unterscheiden sich untereinander in der Designwellenlänge, die zwar unterschiedlich aber dennoch betragsmäßig nahe beieinander liegen. Durch Ausnutzung der Verschiebung der Spitzenwellenlänge einer Halbleiterlichtquelle wie einem Laser mit der Temperatur ermöglicht eine Temperaturregelung die Einstellung der Wellenlänge der Pumplichtquelle und damit die Auswahl des Strahlengangs. Im Falle einer Leuchtstoffanregung kann das Hologramm Strahlung auf einen Leuchtstoff außerhalb des Wellenleiters fokussieren. Die leichten Wellenlängenänderungen sind für einen Leuchtstoff, der meist ein spektral breitbandiges Anregungsspektrum aufweist, unbedeutend.

Eine Vereinigung verschiedener Strahlgänge erfolgt oft mit dichroitischen Spiegeln. Diese Technologie ist ausgereift und kommerziell

vielfach verwendet. Neben dem hohen Reifegrad weisen dichroitische Spiegel ebenfalls eine Filterwirkung auf, welche die spektrale Filterung ganz oder teilweise übernehmen kann. Nachteilig an der dichroitischen Strahlvereinigung ist eine aufwendige Justage sowie die vergleichbar hohen Kosten der dichroitischen Spiegel.

Wie zur Anwahl eines Strahlengangs kann auch für die Strahlvereinigung ein mechanischer Spiegel verwendet werden, sofern immer nur einer der Strahlengänge aktiv ist. Dazu werden alle Strahlengänge auf den mechanischen Spiegel gerichtet, der diese durch eine geeignete Verkipfung der Spiegelfläche in dieselbe Richtung reflektiert. Wird für Anwahl und Vereinigung jeweils ein mechanischer Spiegel verwendet, besteht die Möglichkeit, beide Unterfunktionen zu kombinieren und nur mit einem einzigen mechanischen Spiegel zu arbeiten. Ermöglicht wird die Kombination beider Unterfunktionen durch die Lenkung der Strahlung in zwei zueinander verkippten Ebenen, die sich an der Position des mechanischen Spiegels schneiden. Eine detaillierte Beschreibung dieser Idee ist in der im Rahmen der Arbeit eingereichten Patentanmeldung [59] zu finden. Bei der Konzepterstellung und -bewertung in Kapitel 6 wird davon ausgegangen, dass sowohl für Anwahl als auch Vereinigung von Strahlen ein Mikrospiegel zum Einsatz kommt.

Die Vereinigung von Strahlengängen mit Hologrammen wurde bereits in [13] gezeigt. In [13] beleuchten vier verschiedene LEDs ein Multiplex-Hologramm. Multiplex bedeutet, dass das Hologramm verschiedene Funktionen vereint. So ist das Hologramm in der Lage, verschiedene Strahlungen definierter Wellenlängen aus definierter Richtung in eine gemeinsame Richtung zu lenken. Eine alternative Ausführungsform, die der beschriebenen holografischen Anwahl verschiedener Strahlengänge ähnelt, sieht vor, für jeden Strahlengang ein Hologramm auf einem Wellenleiter zu platzieren. Die Anregungs-

strahlung hat ihren Ursprung außerhalb des Wellenleiters und trifft auf das zugehörige Hologramm, dessen Aufgabe die Einkopplung der Anregungsstrahlung in den Wellenleiter ist. Da jedes Anregungsband einen anderen spektralen Bereich abdeckt, überlappen sich die Designwellenlängen der Hologramme nicht und die Hologramme stören jeweils keine Anregungsstrahlung eines anderen Anregungsbandes. Als Resultat koppeln alle Anregungsstrahlungen aus derselben Stelle der Austrittseite des Wellenleiters aus. Die beschriebene Strahlvereinigung ist kombinierbar mit der holografischen Anwahl, indem die Hologramme als Multiplex-Hologramme ausgeführt werden. Eine detaillierte Beschreibung der Idee mit sämtlichen Varianten ist in der bereits erwähnten Patentanmeldung [58] beschrieben. Auch alle Realisierungsmöglichkeiten zur Auswahl der passenden Anregungsstrahlung sind in Abbildung 3.2 zusammengefasst.

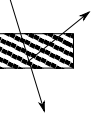
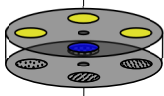
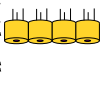
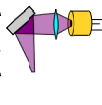
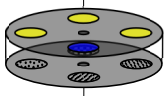
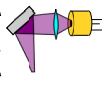
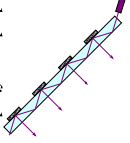
1.1) Erzeugung des Basisspektrums		kontinuierliches Spektrum			
1.2) spektrale Filterung		Bandpassfilter (Interferenz)			
2.1) Anwahl einer Anregungsstrahlung					
2.2) Vereinigung der Anregungsstrahlungen		mechanische Verschiebung			
					

Abbildung 3.2: Morphologischer Kasten der Leuchtstoff-basierten Beleuchtungseinheit

3.4 FAZIT

Die Unterteilung der Gesamtfunktion in Unterfunktionen ermöglicht, das Potential Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen innerhalb definierter Grenzen zu untersuchen. Die als Realisierungsmöglichkeiten der Unterfunktion 1.2) vorgestellten Filterkonzepte repräsentieren den Lösungsraum für ein vorteilhaftes Konzept mit spektral selektiven Leuchtstoffen. Dieser Lösungsraum wird in Kapitel 4 bearbeitet.

Die Realisierungsmöglichkeiten der Unterfunktion 2) bieten die Chance, das durch eine hohe Strahldichte ermöglichte Miniaturisierungspotential zu zeigen. Mit dem Ziel, geeignete LERP zu finden, werden in Kapitel 5 verfügbare Leuchtstoffe analysiert. Kapitel 6 beinhaltet eine Bewertung der Realisierungsmöglichkeiten hinsichtlich ihres Potentials. Eine Demonstration des Miniaturisierungspotentials an der am besten geeigneten Realisierungsmöglichkeit ist in Kapitel 7 zu finden. Abschließend widmet sich Kapitel 8 Unterfunktion 3) und zeigt die Realisierung einer flexiblen Beleuchtungsoptik.

Kapitel 4

LEUCHTSTOFFE MIT SPEKTRAL SELEKTIVER EMISSION

Ziel des vorliegenden Kapitels ist es, das Potential spektral selektiver Leuchtstoffe in Kombination mit vorteilhaften Filterkonzepten zu untersuchen, das zu einer ökonomischeren und effizienteren Beleuchtungseinheit führen kann. Es werden hierbei die Unterfunktionen 1.1) sowie 1.2) aus dem morphologischen Kasten in Kapitel 3 abgedeckt.

Eine grundlegende Anforderung ist die Verfügbarkeit von Leuchtstoffen mit Emission bei den benötigten Wellenlängen. Zudem soll ein Leuchtstoff effizient mit einer ultraviolett (z. B. bei 405 nm) oder blau (bei ungefähr 450 nm) emittierenden Halbleiterlichtquelle anregbar sein. Die emittierte spektrale Strahldichte bei den benötigten Wellenlängen liegt idealerweise in der Größenordnung der Strahldichte einer weißen Hochleistungs-LED oder übertrifft diese sogar. Weiterhin muss der Leuchtstoff auch stabil gegenüber Umwelt- und Temperatureinflüssen sowie nicht-toxisch sein.

Eine besonders wichtige Anforderung im Zusammenhang mit neuen Filterkonzepten stellt das Übersprechen zwischen Farbstoffen dar. Dieses wurde bereits in Kapitel 2.1 benannt und wird im folgenden Unterkapitel genutzt, um für verschiedene Filterkonzepte Anforderungen an die spektrale Breite des Emissionsspektrums der Leuchtstoffe abzuleiten. Es ist zu ergänzen, dass zwar kleine Halbwertsbreiten wünschenswert sind, allerdings keine Linienspektren aufgrund unvermeidbarer

Veränderungen der Spitzenwellenlänge, die in Kombination mit Linienspektren zu höheren Messunsicherheiten führen.

4.1 ANFORDERUNGEN AN DIE HALBWERTSBREITE SPEKTRAL SELEKTIVER LEUCHTSTOFFE

Die Anforderungen an die spektrale Breite der Leuchtstoffe hängt vom verwendeten Filterkonzept ab. Die betrachteten Filterkonzepte entsprechen den Realisierungsmöglichkeiten zu Unterfunktion 1.2) spektrale Filterung aus Kapitel 3, Abbildung 3.2, und umfassen die Arbeit mit dichroitischen Kantenfiltern sowie mit einem Multibandpassfilter, der alle spektralen Anregungsbänder transmittiert. Die Realisierungsmöglichkeit Bandpassfilter stellt einen trivialen Fall dar, da ein Bandpassfilter pro spektralem Anregungsband das Anregungsspektrum weitestgehend unabhängig vom Basisspektrum definiert. Die holografische Filterung ist eine neue Technologie, die ebenso wie Interferenzfilter Bandpassfilter, eine Strahlvereinigung sowie Multibandpassfilter realisieren kann. Aus diesem Grund werden im Folgenden nur dichroitische Kantenfilter sowie Multibandpassfilter betrachtet. Während dichroitische Kantenfilter mehrere Strahlen vereinigen und ein Multibandpassfilter die Anzahl der Filter reduziert, führen diese Filterkonzepte ebenfalls zu einem höheren Übersprechen. Das Übersprechen ist durch eine geschickte Wahl des Basisspektrums bzw. der Basisspektren zu vermeiden. Wie die Basisspektren auszusehen haben, wird im Folgenden betrachtet. Für Multibandpassfilter wurden die Ergebnisse bereits in [60] veröffentlicht.

Unterkapitel 2.1 hat den Begriff des Übersprechens anderer Farbstoffe auf den gerade gemessenen Farbstoff bereits eingeführt. Das Übersprechen kann zwar noch nach der Messung mathematisch korrigiert werden, dennoch wird versucht, Übersprechen möglichst bereits durch die Wahl der Anregungs- und Nachweisbänder passend zu den Farbstoffspektren zu vermeiden. Als Grund wird häufig genannt, dass die nur schwer zu umgehenden Unsicherheiten der Farbstoffspektren sowie die unvermeidbaren Unsicherheiten durch Alterung der eingesetzten Komponenten dazu führen, dass die Unsicherheit der gesamten Messung mit der Höhe des Übersprechens steigt.¹ Die erlaubte Grenze des Übersprechens soll sich am Übersprechen des in Kapitel 2.1 vorgestellten Vivalytic-Analysegeräts orientieren und wird in Abschnitt 4.1.1 berechnet.

Um die Anforderungen an die spektrale Breite des Basisspektrums bzw. der Basisspektren für die Filterkonzepte mit dichroitischen Spiegeln sowie einem Multibandpassfilter zu identifizieren, wird das Übersprechen in Abhängigkeit der spektralen Breite des Basisspektrums bzw. der Basisspektren für das System aus den vier Farbstoffen und Nachweisbändern in Abbildung 2.1 berechnet. Abbildung 4.1 fasst den Signalfuss zusammen. Da es im Anwendungsbeispiel vier Farbstoffe gibt, sind $i \in [1, 4]$ sowie $j \in [1, 4]$ und es kann maximal vier Basisspektren $b_i(\lambda)$ geben, die jeweils mit einem von maximal vier Anregungsfiltern mit dem Transmissionsspektrum $f_{a,i}(\lambda)$ gefiltert werden. Die resultierende Anregungsstrahlung wird von jedem der Farbstoffe entsprechend dessen Absorptionsspektrum $a_j(\lambda)$ absorbiert. Der Farbstoff $j = i$ soll mit dem Anregungs- und Nachweisband i nachgewiesen

¹Die Vorgehensweise entspricht dem Stand der Technik. Eine Untersuchung der optimalen Anregungs- und Nachweisspektren zur Minimierung der Unsicherheit nach Korrektur des Übersprechens bei Fluoreszenzuntersuchungen, vergleichbar zu [61], wird zwar als vielversprechend angesehen, überschreitet allerdings den Rahmen der vorliegenden Arbeit. Diese Option wird im Ausblick in Kapitel 9.1 näher beschrieben.

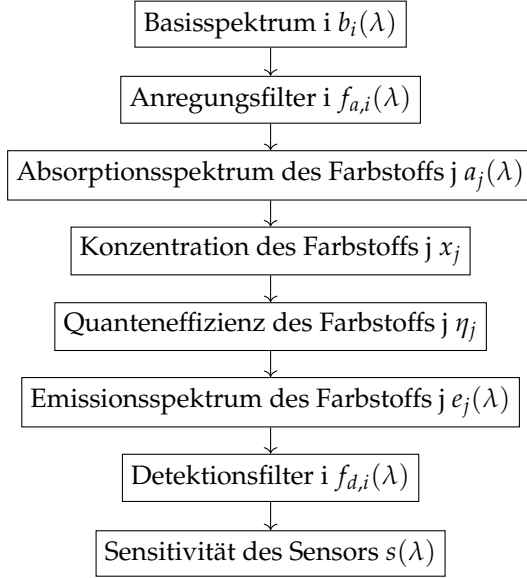


Abbildung 4.1: Signalfluss zur Berechnung des Übersprechens

werden. Daher entspricht dessen Fluoreszenz dem Signal, während alle anderen Farbstoffe $j \neq i$ zum Übersprechen beitragen. Entsprechend der Konzentration x_j des Farbstoffs und seiner Quanteneffizienz η_j emittiert jeder Farbstoff Strahlung mit seinem charakteristischen Emissionsspektrum $e_j(\lambda)$. Die überlagerte Emission aller vier Farbstoffe wird von genau einem Detektionsfilter mit Transmissionsspektrum $f_{d,i}(\lambda)$, passend zum Anregungsfilter i , gefiltert und vom Sensor mit spektraler Sensitivität $s(\lambda)$ absorbiert. Diese Rechnung führt zu einer zweidimensionalen Übersprech-Matrix C , in der die Zeilen jeweils

eine Messung mit Anregungs- und Nachweisband i und die Spalten den Einfluss des Farbstoffs j repräsentieren. Das gemessene Signal am Sensor $\vec{y}$ ergibt sich nach der folgenden Proportionalitätsbeziehung aus der Übersprech-Matrix C und den Konzentrationen $\vec{x}$ der aktiven Farbstoffe:

$$\vec{y} \propto C \cdot \vec{x}. \quad (4.1)$$

Es gilt eine Proportionalität und keine Gleichheit, da Konzentration und Fluoreszenzsignal miteinander kalibriert werden müssen. Mit

$$m_{ij} = \int_{\lambda} (b_i(\lambda) \cdot f_{a,i}(\lambda) \cdot a_j(\lambda)) d\lambda \cdot \eta_j \cdot \int_{\lambda} (e_j(\lambda) \cdot f_{d,i}(\lambda) \cdot s(\lambda)) d\lambda \quad (4.2)$$

schreibt sich die Übersprech-Matrix C als

$$C = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix}. \quad (4.3)$$

Es interessiert nur das relative Übersprechen, das auch mit der Proportionalitätsbeziehung in 4.1 berechnet werden kann. Das relative Übersprechen γ_i entspricht der Summe der Beiträge aller Farbstoffe im Messsignal geteilt durch den Beitrag des Signals abzüglich Eins, um den Anteil des Signals abzuziehen:

$$\gamma_i = \frac{\sum_{j=1}^4 m_{ij} \cdot x_j}{m_{ii} \cdot x_i} - 1 \quad (4.4)$$

Durch die Annahme, dass alle Farbstoffe mit derselben Konzentration x_j vorliegen, vereinfacht sich Gleichung 4.4 zu

$$\gamma_i = \sum_{j=1}^4 \frac{m_{ij}}{m_{ii}} - 1 \quad (4.5)$$

Im Folgenden soll die Vereinfachung gelten, dass alle Farbstoffe dieselbe Quanteneffizienz η_j aufweisen. Dadurch kürzt sich die Quanteneffizienz η_j in der relativen Berechnung heraus. Weiterhin wird die Sensitivität des Detektors im Weiteren vernachlässigt. Auf dieser Basis berechnen die folgenden Abschnitte das zu erwartende Übersprechen in Abhängigkeit der eingesetzten Basisspektren für den Referenzfall mit einer weißer LED und vier Bandpassfiltern und für die zwei Realisierungsmöglichkeiten dichroitische Kantenfilter sowie Multibandpassfilter, die jeweils mit vier verschiedenen Leuchtstoffen zur Erzeugung der Basisspektren arbeiten.

4.1.1 ÜBERSPRECHEN IM REFERENZSYSTEM

Das Referenzsystem aus Kapitel 2.1 verwendet eine weiße LED mit dem Spektrum $b(\lambda)$ aus Abbildung 4.2 und vier wechselbare Bandpassfilter als Anregungsfilter sowie weitere vier Bandpassfilter als Detektionsfilter mit Transmissionsspektren $f_{a,i}(\lambda)$ bzw. $f_{d,i}(\lambda)$, $i \in \{1,2,3,4\}$, die bereits in Abbildung 2.1 gezeigt wurden.

Daraus ergibt sich der in Abbildung 4.3 dargestellte Signalfluss. Abbildung 4.3 zeigt beispielsweise den Fall, dass Anregungs- sowie Detektionsfilter 2 aktiv sind und stellt inaktive Pfade gepunktet dar. Es ist zu beachten, dass immer alle Farbstoffe angeregt werden und ihre Fluores-

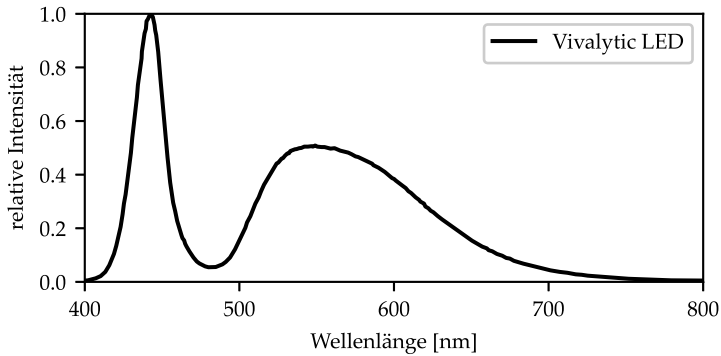


Abbildung 4.2: Basisspektrum des Referenzsystems

zenz emittieren. Anhang B zeigt am Beispiel des dichroitischen Filterkonzeptes alle Zwischenschritte im Signalfluss.

Das Übersprechen, normiert auf das Signal, entsprechend Formel 4.5, ist Tabelle 4.1 zu entnehmen. Das maximal auftretende Übersprechen liegt unter 2 %. Daher soll dieser Wert als Referenz für die im Folgenden betrachteten Filterkonzepte gelten. Zusätzlich wird ein Wert von 5 % definiert, unterhalb dessen das Übersprechen noch als nicht signifikant höher als im Referenzsystem gelten soll.

4.1.2 ANFORDERUNGEN DICHROITISCHER KANTENFILTER

Kommt das Filterkonzept mit dichroitischen Kantenfiltern zum Einsatz, bestehen die Optionen, Tief- oder Hochpassfilter, bezogen auf die

Tabelle 4.1: Übersprechen des Referenzsystems

Nummer des Anregungs- und Nachweisbandes	Übersprechen durch Farbstoff				summiert
	j = 1	j = 2	j = 3	j = 4	
i = 1	-	1,8 %	0 %	0 %	1,8 %
i = 2	0,3 %	-	0,6 %	0,0 %	0,9 %
i = 3	0,0 %	0,6 %	-	0,3 %	0,9 %
i = 4	0,0 %	0,0 %	1,2 %	-	1,2 %

Wellenlänge, zu verwenden. Für die Wahl zwischen Tief- und Hochpassfilter gilt es zu beachten, dass durch einen Filter transmittierte Strahlung zuverlässiger gefiltert wird als die Strahlung, die am Filter reflektiert wird. Grund hierfür ist Verschmutzung: Staub auf der Filterfläche streut Strahlung unabhängig ihrer Wellenlänge und kann so die Reflexion bei ungewünschten Wellenlängen erhöhen. Da neben dem Übersprechen ebenfalls Streulicht der Anregungsstrahlung im spektralen Nachweisband unerwünscht ist, soll der Filter insbesondere für hohe Wellenlängen zuverlässig funktionieren. Die folgenden Berechnungen berücksichtigen daher Tiefpassfilter.

Bei dichroitischen Kantenfiltern ergibt sich die effektive Filterwirkung $f_{a,i}(\lambda)$ in jedem spektralen Anregungsband i durch die Kombination aus Reflexions- und Transmissionsspektren der durchlaufenen

dichroitischen Kantenfilter. Die effektiven Filterkennlinien entsprechen daher

$$f_{a,1}(\lambda) = R_1(\lambda) \quad \cdot T_2(\lambda) \quad \cdot T_3(\lambda) \quad \cdot T_4(\lambda) \quad (4.6)$$

$$f_{a,2}(\lambda) = \quad \quad R_2(\lambda) \quad \cdot T_3(\lambda) \quad \cdot T_4(\lambda) \quad (4.7)$$

$$f_{a,3}(\lambda) = \quad \quad \quad R_3(\lambda) \quad \cdot T_4(\lambda) \quad (4.8)$$

$$f_{a,4}(\lambda) = \quad \quad \quad \quad R_4(\lambda), \quad (4.9)$$

wobei $R_i(\lambda)$ das Reflexions- und $T_i(\lambda)$ das Transmissionsspektrum des dichroitischen Filters i bezeichnen. Da ein dichroitischer Filter nur die Aufgabe hat, Strahlung zu reflektieren, kann dieser als breitbandiger Spiegel ausgeführt werden.

Es resultieren idealisiert vier effektive Filterspektren $f_{a,1}(\lambda)$ bis $f_{a,4}(\lambda)$, die alle aneinandergrenzen und jeweils durch die Grenzwellenlänge der dichroitischen Kantenfilter voneinander getrennt sind. Im ersten Anregungsband ist der Filter zu niedrigen Wellenlängen und im letzten Anregungsband zu hohen Wellenlängen offen, wenn von idealen Filtern ausgegangen wird. Als Freiheitsgrad der Filter bleiben die drei Grenzwellenlängen der Filter 2, 3 und 4. Diese werden in der folgenden Abschätzung jeweils auf den Schnittpunkt des Anregungsspektrums des zugehörigen Farbstoffs mit dem Farbstoff zu kleineren Wellenlängen gesetzt. Wenn die Wahl der Basisspektren später feststeht, müssen die Grenzfrequenzen auf genau diese Basisspektren optimiert werden. Mit dieser Annahme ergeben sich die Grenzwellenlängen der spektralen Filter entsprechend den Anregungsspektren aus Abbildung 2.1 zu 508 nm, 557 nm und 608 nm.

Um eine Anforderung an die Basisspektren ableiten zu können, wird das Übersprechen für verschiedene Basisspektren berechnet und schließlich verglichen. Die Emissionsspektren von Leuchtstoffen lassen sich durch Gauß-Kurven hinreichend gut approximieren, un-

terscheiden sich allerdings in ihrer spektralen Breite. Daher erfolgt die Berechnung des Übersprechens in Abhängigkeit der spektralen Breite einer Gauß-Kurve. Die Spitzenwellenlänge der Gauß-Kurve wird in der Annahme, dass die aktuell genutzten spektralen Anregungsbänder aus dem Vivalytic-Analysegerätes, vgl. Abbildung 2.1, ein optimales System darstellen, dem Zentrum eines jeden Vivalytic-Anregungsbandes gleichgesetzt. Die Basisspektren $b_1(\lambda)$ bis $b_4(\lambda)$ sind für Tiefpass-Kantenfilter so sortiert, dass deren Spitzenwellenlänge mit ihrem Index steigt. Als Nachweisbänder kommen die in Abbildung 2.1 dargestellten Vivalytic-Nachweisbänder zum Einsatz. Es ist wichtig, das Übersprechen für jedes Anregungsband zu berechnen, da sich Anregungs- und Emissionsspektren der Farbstoffe sowie die Nachweisbänder voneinander unterscheiden.

Abbildung 4.4 zeigt den Signalfluss im dichroitischen Kantenfilter-Konzept. Beispielhaft sind in Abbildung 4.4 das zweite Basisspektrum und der dazu passende zweite Detektionsfilter aktiv. Inaktive Pfade sind gepunktet dargestellt. Es ist wichtig zu beachten, dass ein Basisspektrum immer alle Farbstoffe anregt und die Emission aller Farbstoffe durch den ausgewählten Detektionsfilter auf den Detektor trifft. Anhang B rechnet exemplarisch für Anregungsband 2 und eine spektrale Halbwertsbreite des Basisspektrums von 60 nm das Übersprechen aus und erklärt die Zwischenschritte der Rechnung anhand der Spektren. Die im Anhang B dargestellte Rechnung wird wiederholt für alle vier Anregungsbänder, wobei die spektrale Halbwertsbreite eines Basisspektrums zwischen 1 nm und 140 nm variiert wird. Das Ergebnis besteht aus einem Diagramm je Anregungsband, welches das Übersprechen in Abhängigkeit der spektralen Halbwertsbreite eines Basisspektrums aufträgt und in Abbildung 4.5 dargestellt ist. Die Interpretation erfolgt abschließend in Abschnitt 4.1.4.

4.1.3 ANFORDERUNGEN EINES MULTIBANDPASSFILTERS

Analog zu Abschnitt 4.1.2 berechnet das vorliegende Unterkapitel das Übersprechen für den Fall, dass ein einziger Multibandpassfilter als Anregungsfilter genutzt wird, dessen Durchlassbereiche genau den spektralen Anregungsbändern aus 2.1 entsprechen. Als Nachweisfilter kommen erneut die vier wechselbaren Filter aus Abbildung 2.1 zum Einsatz. Es ergibt sich das in Abbildung 4.6 dargestellte Signalflussdiagramm, wobei auch wieder beispielsweise Basisspektrum sowie Detektionsfilter zwei ausgewählt und inaktive Pfade gepunktet dargestellt sind. Eine detaillierte Beschreibung der Rechnung mit allen Zwischenschritten findet sich in [60] oder kann von der Rechnung mit dichroitischen Kantenfiltern in Anhang B abgeleitet werden. Das resultierende Übersprechen ist in Abbildung 4.7 dargestellt.

4.1.4 FAZIT: ANFORDERUNGEN DER UNTERSUCHTEN FILTERKONZEPTE

Eine Vereinfachung der Filterkonzepte wie z. B. durch den Einsatz von Kantenfiltern oder einem Multibandpassfilter geht mit einem erhöhten Übersprechen einher. Da das Übersprechen in der Praxis aufgrund von Unsicherheiten nur bedingt korrigierbar ist, wird allgemein versucht, dieses bereits bei der spektralen Auslegung des optischen Systems zu minimieren.

Die Anforderung, die das erlaubte Übersprechen beschreibt, orientiert sich am Referenzsystem. Dieses limitiert das Übersprechen, wie in Abschnitt 4.1.1 berechnet, auf maximal 1,8 %. Für die betrachteten Filterkonzepte wird daher ein aufgerundeter Grenzwert in Höhe von 2 %

als vergleichbar und ein Grenzwert von 5 % als noch nicht signifikant höher betrachtet.

Eine Abschätzung der spektralen Anforderungen an die Basisspektren kann nur unter Annahmen erfolgen. Zu den wichtigsten Annahmen gehören, dass Leuchtstoffe als Gauß-Kurve modellierbar sind und die Spitzenwellenlänge so gewählt werden kann, dass diese genau zu dem Zentrum eines der spektralen Anregungsbänder passt. Das Ergebnis der Abschätzung ist daher eine maximal erlaubte spektrale Breite, ausgedrückt als spektrale Halbwertsbreite einer Gauß-Kurve. Weiterhin werden ideale Filter angenommen, an die des Referenzsystems angeglichen, und Konzentrationen sowie Effizienzen vernachlässigt.

Die Ergebnisse des dichroitischen Kantenfilterkonzeptes sind in Abbildung 4.5 dargestellt. Für Leuchtstoffe mit einer spektralen Breite größer 30 - 40 nm überschreitet das Filterkonzept die Schwelle von 2 % Übersprechen. Das Übersprechen nähert sich allerdings für große Halbwertsbreiten im Diagramm einem konstanten Wert. Grund dafür ist, dass ab einer spektralen Breite, die dem Durchlassbereich des jeweiligen effektiven Anregungsfilter $f_{a,i}(\lambda)$ entspricht, der Anregungsfilter das Anregungsspektrum maßgeblich definiert. Für kleinere Halbwertsbreiten des Basisspektrums bestimmt das Basisspektrum vorwiegend die Anregungsstrahlung. Für Anregungs- und Nachweisband $i = 4$ nimmt das Übersprechen sogar mit der spektralen Breite des Leuchtstoffspektrums ab. Dieser Effekt deutet auf eine suboptimale Wahl der Grenzwellenlängen hin. Daher sollten die Grenzwellenlängen für ein konkretes Leuchtstoffsystem optimiert werden. Insgesamt übersteigt das Kantenfilterkonzept das Übersprechen des Referenzsystems nicht signifikant. Gilt die Anforderung, das Übersprechen des Referenzsystems nicht zu übersteigen, dann müssen Leuchtstoffspektren eine spektrale Halbwertsbreite je nach Anregungs- und Nachweisband von

30 bzw. 40 nm unterschreiten. Ist ein etwas höheres Übersprechen von 3 bis 4 % tolerabel, können beliebig breite Basisspektren angewandt werden.

Das Übersprechen des Filterkonzeptes mit Multibandpassfilter gleicht für kleine Halbwertsbreiten kleiner 20 nm dem des Filterkonzeptes mit Kantenfiltern. Im Vergleich zum Übersprechen im Filterkonzept mit Kantenfiltern, vgl. Abbildung 4.5, steigt das Übersprechen im Multibandpass-Filterkonzept langsamer zwischen 20 und 40 nm an. Der Grund liegt in dem spektral schmäleren Anregungsband des Multibandpassfilters in Vergleich zu den Kantenfiltern. Sobald das Basisspektrum allerdings einen signifikanten Anteil eines weiteren Durchlassbereichs des Multibandpassfilters einnimmt, beginnt das Übersprechen bei ca. 50 nm deutlich zu steigen und übertrifft das Übersprechen im Falle des dichroitischen Filterkonzeptes. Im Multibandpass-Filterkonzept ist es daher besonders wichtig, dass das Basisspektrum eine spektrale Breite von 50 nm unterschreitet. Bereits bei ca. 60 nm spektraler Breite des Basisspektrums steigt das Übersprechen in allen Anregungs- und Nachweisbändern abgesehen dem ersten auf fast 5 %.

Neben dem Einsatz eines einzelnen Multibandpassfilters mit vier Durchlassbereichen oder ausschließlich dichroitischen Filtern sind natürlich auch Kombinationen möglich. Ein Beispiel für eine solche Kombination ist der Einsatz von zwei Multibandpassfiltern, die jeweils das spektrale Anregungsband 1 und 3 sowie 2 und 4 abdecken. Ein anderes Beispiel beinhaltet die Kombination aus dichroitischen Filtern mit einem Multibandpassfilter, was zu Transmissionsspektren der effektiven Anregungsfilter führt, die vergleichbar mit einzelnen Bandpassfiltern sind. Diese Kombinationen vermindern zwar das Übersprechen bei gleichem Basisspektrum, schmälern allerdings auch den Vorteil der

spektralen Selektivität. Aus diesem Grund werden die kombinierten Konzepte an dieser Stelle nicht weiter betrachtet.

In den Berechnungen nicht beachtet wurde, dass die Anregungsstrahlung an der Probe gestreut und so zu einem Anteil in den Detektionspfad gelangen kann. Aufgrund von Fresnelreflexion an Grenzflächen, einer nicht vollständigen Absorption der Anregungsstrahlung, der Effizienz der Farbstoffe und der isotropen Emission der Fluoreszenz, die nur teilweise vom Detektionssystem eingefangen werden kann, beträgt die gemessene Leistung des Fluoreszenzsignals nur einen Bruchteil der Leistung der Anregungsstrahlung. Daher stellt die gestreute Anregungsstrahlung eine nicht zu vernachlässigbare Störung dar. In der Praxis wird die Störung minimiert, indem das Anregungsband im Sperrbereich des zugehörigen Detektionsfilters liegt. Bei der Vereinfachung der Filterkonzepte muss folglich beachtet werden, dass keine Anregungsstrahlung in den Detektionsbereich gelangen kann. Für das Kantenfilterkonzept ist diese Anforderung sichergestellt. Im Multibandpass-Filterkonzept kann es je nach spektraler Breite des Basisspektrums zu Anregungsstrahlung im Detektionspfad kommen, da sich die Transmissionsspektren des Anregungsfilters und der Detektionsfilter überlappen. In dem Fall müssen die spektralen Bänder angepasst werden.

Das folgende Unterkapitel identifiziert eine geeignete Materialklasse für die Anwendung, vergleicht verfügbare Leuchtstoffe und nutzt die erarbeiteten spektralen Halbwertsbreiten als Anforderungen.

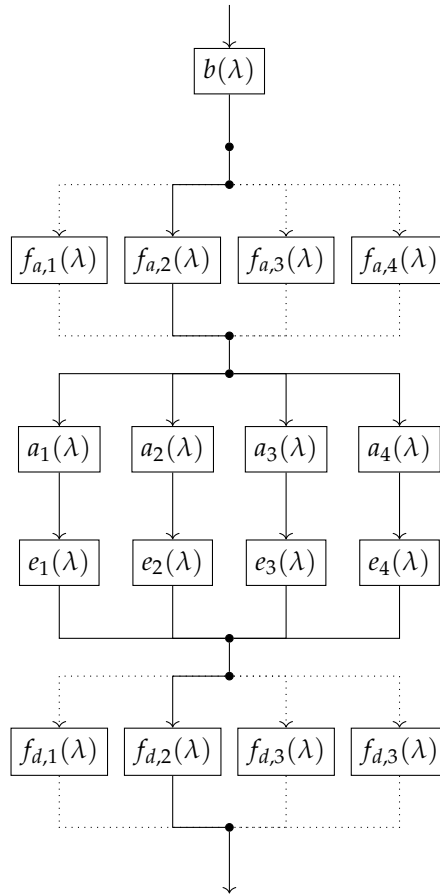


Abbildung 4.3: Signalfluss zur Berechnung des Übersprechens des Referenzsystems, in dem beispielhaft Anregungs- und Detektionsfilter 2 aktiv sind.

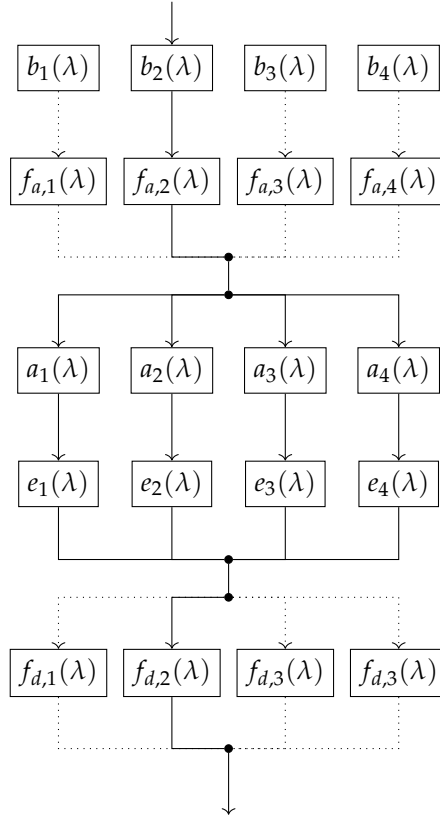


Abbildung 4.4: Signalfluss zur Berechnung des Übersprechens mit dichroitischen Spiegeln, in dem beispielhaft Basisspektrum und Detektionsfilter 2 aktiv sind.

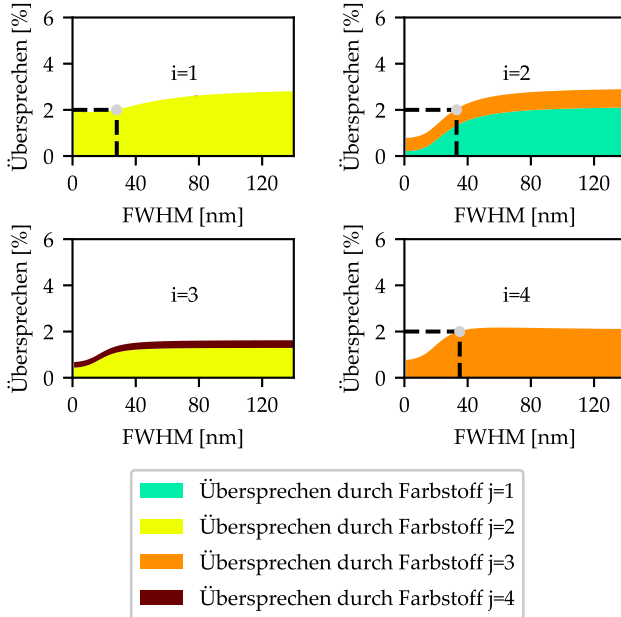


Abbildung 4.5: Übersprechen im dichroitischen Filterkonzept, der graue Punkt kennzeichnet ein Übersprechen von 2%.

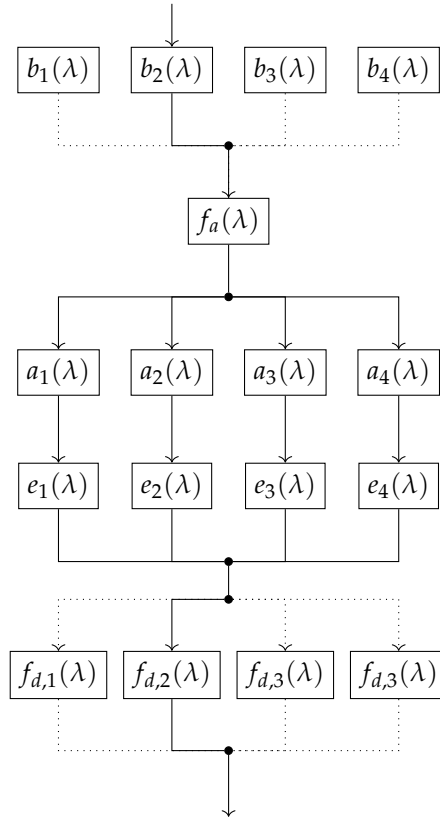


Abbildung 4.6: Signalfluss zur Berechnung des Übersprechens im Filterkonzept mit Multibandpassfilter, in dem beispielhaft Basisspektrum und Detektionsfilter 2 aktiv sind.

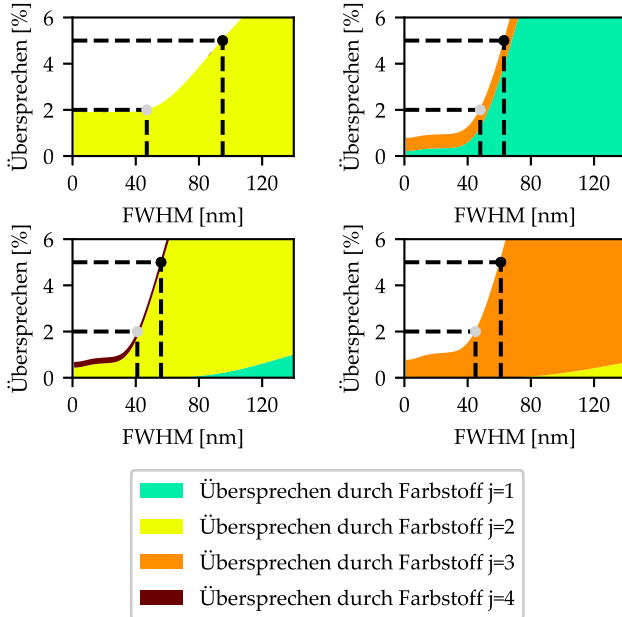


Abbildung 4.7: Übersprechen im Filterkonzept mit Multibandpassfilter, der graue und schwarze Punkt kennzeichnen ein Übersprechen von 2% bzw. 5%.

4.2 VERFÜGBARKEIT SPEKTRAL SELEKTIVER LEUCHTSTOFFE

Leuchtstoff-Materialien lassen sich in organische und anorganische Leuchtstoffe unterteilen. Anorganische Leuchtstoffe sind weiter unterteilbar in Quantenpunkte sowie nanoskalige und mikroskalige Leuchtstoffe. [62] Im Folgenden wird basierend auf einer Recherche die passende Materialklasse identifiziert.

Organische Leuchtstoffe finden Einsatz als Biomarker [63] und in den letzten Jahren in organischen LEDs [64]. Vorteilhafte Eigenschaften umfassen potentiell geringe Herstellungskosten [64], der Verzicht auf seltene Erden, die oft in anorganischen Leuchtstoffen Einsatz finden [63], [65], sowie eine durch die molekulare Struktur anpassbare Emission [63]–[67]. Dennoch dominieren anorganische Leuchtstoffe über organische Leuchtstoffe in weißen LEDs. [68] Eine Herausforderung organischer Leuchtstoffe ist deren mangelnde Stabilität [69] bei Temperaturen über 100 °C [68], wie sie auf LED-Chips vorkommen, und deren Anfälligkeit gegenüber chemischen Einflüssen [70], was zu einer limitierten Lebensdauer führt [67].

Quantenpunkte sind als Biomarker [71] sowie aus Displays mit Hintergrundbeleuchtung bekannt [69], [72], [73]. Ein Quantenpunkt ist ein Halbleiter-Partikel mit einer Größe von einigen Nanometern. [71] Durch Quanteneffekte ist es möglich, eine spektral schmalbandige Emission zu erreichen, deren zentrale Wellenlänge durch die Größe der Quantenpunkte anpassbar ist. [71] Weitere Vorteile von Quantenpunkten sind eine hohe Absorption sowie eine geringe Streuung. [71] Die geringe Größe der Quantenpunkte und das damit verbundene große Verhältnis zwischen Oberfläche zu Volumen bringt allerdings auch Nachteile hinsichtlich der Stabilität mit sich. Temperaturen und

Leistungsdichten, die in LED-Chips auftreten [69], [71]–[74], die Anregung mit ultravioletter Strahlung [71], [73] sowie Umgebungseinflüsse, wie Feuchtigkeit oder Oxidation an Luft, [71]–[73] führen dazu, dass Quantenpunkte degradieren. Abhilfe schafft eine Schutzhülle, die allerdings die Absorptionsfähigkeit der Quantenpunkte verringert. [72] All diese Gründe und der Fakt, dass die besten Quantenpunkte giftige Schwermetalle enthalten [72], [73], führen dazu, dass Quantenpunkte keine großflächige Anwendung in der Allgemeinbeleuchtung gefunden haben [72]. Quelle [75] untersucht Quantenpunkte als Lichtquelle für ein Chiplabor für mikroskopische Absorptionsmessungen. Die Anwendung Absorptionsmikroskopie unterscheidet sich allerdings in zwei Aspekten von der fluoreszenzbasierten Diagnostik: Erstens gelten bei bildgebenden Verfahren nicht dieselben Anforderungen an das spektrale Übersprechen wie in der Diagnostik. Zweitens wird in der Absorptionsmikroskopie eine geringere Anregungsintensität benötigt als in der Fluoreszenzmikroskopie, da die Konversion durch Farbstoffe entfällt. Quelle [76] nutzt Quantenpunkte als Lichtquelle in einem Fluoreszenzmikroskop. Der Vergleich der Integrationszeit der Messung zwischen dem Aufbau mit Quantenpunkten und dem Referenzaufbau mit Quecksilberlampe ergibt eine um Faktor 100 verlängerte Integrationszeit und zeigt so, dass die Anregungsintensität von Quantenpunkten limitiert ist.

Nanoskalige Leuchtstoffe weisen vergleichbar zu Quantenpunkten Größen im Nanometer-Bereich auf, unterscheiden sich allerdings im Lumineszenz-Mechanismus von Quantenpunkten. Während es sich bei Quantenpunkten um Halbleiter-Materialien handelt, die Lumineszenz aufgrund von Bandübergängen zeigen und unter dem Einfluss von Quanteneffekten stehen, bestehen nanoskalige Leuchtstoffe aus einem Dielektrikum, das mit einem Aktivator versehen ist. Da die Lumineszenz durch die lokalisierten Aktivatoren zustande kommt, sind Quanteneffekte weniger stark ausgeprägt. [72], [77], [78] Aufgrund

der verringerten Größe sind nanoskalige Leuchtstoffe im Vergleich zu ihren mikroskaligen Verwandten auch als Biomarker [72], [77]–[79] und Konverter in μ LEDs [72] einsetzbar. Weitere Anwendungsgebiete umfassen Allgemeinbeleuchtung [78] sowie Displays [72], [77], [78] und Solarzellen [77], [78]. Genauso wie Quantenpunkte leiden nanoskalige Leuchtstoffe unter dem großen Verhältnis zwischen Oberfläche zu Volumen und zeigen insbesondere eine geringere Quanteneffizienz [72], [77], [78] und eine stärkere thermischen Löschung [80] wie die vergleichbaren mikroskaligen Leuchtstoffe.

Aufgrund der mangelnden Stabilität werden organische Leuchtstoffe sowie Quantenpunkte ausgeschlossen. Da nanoskalige Leuchtstoffe weniger gut erforscht sind als mikroskalige Leuchtstoffe und daher noch einige Nachteile bei spektral vergleichbaren Eigenschaften aufweisen, konzentriert sich die vorliegende Arbeit insbesondere auf mikroskalige Leuchtstoffe. Mikroskalige Leuchtstoffe ähneln den zuvor beschriebenen nanoskaligen Leuchtstoffen, haben aber Partikelgrößen im Mikrometerbereich und überzeugen durch ihre Stabilität und Langlebigkeit, die diese bereits in der Allgemeinbeleuchtung mit weißen LEDs sowie Weißlicht-Laserapplikationen gezeigt haben. Zudem wurden sowohl für die Weißlicht-Erzeugung [81] als auch Display-Applikationen [82] viele verschiedene Leuchtstoff-Materialien erforscht. Die relevanten Leuchtstoffe bestehen aus einem Wirtsgitter, in das ein Aktivator-Ion eingebracht ist. Wie bereits bei den nanoskaligen Leuchtstoffen beschrieben, erfolgt die Lumineszenz in dem lokalisierten Aktivator. Jedes Aktivator-Ion hat eine charakteristische Emission, auf die das Wirtsgitter Einfluss nimmt. Für den interessierten Leser sei auf [83], [84] sowie [85] verwiesen.

Nachdem mit mikroskaligen, anorganischen Leuchtstoffen eine Leuchtstoff-Klasse gefunden ist, die das Potential hat, die Stabilitäts- und Strahldichte-Anforderungen der Anwendung erfüllen zu können,

geht es darum, spektral passende Leuchtstoffe zu identifizieren. Es gibt drei relevante spektrale Anforderungen. Erstens muss ein Leuchtstoff mit Emission bei den relevanten Wellenlängen verfügbar sein. Die relevanten Wellenlängen ergeben sich aus den Anregungsbändern in Abbildung 2.1. Zweitens sollen die Anforderungen an die spektrale Halbwertsbreite der Emission aus Unterkapitel 4.1 eingehalten werden. Demnach werden Leuchtstoffe mit einer Halbwertsbreite kleiner 60 nm oder noch besser kleiner 50 nm für das Multibandpassfilterkonzept und kleiner 40 nm für das Filterkonzept mit dichroitischen Kantenfiltern gesucht. Und drittens darf der Leuchtstoff keine Linien im Spektrum aufweisen, um spektrale Unsicherheiten durch Wellenlängenverschiebungen zu minimieren.

Um die passenden Leuchtstoffe zu identifizieren, wird auf verschiedene Ressourcen zurückgegriffen, aus denen die Emissionsspektren vielversprechender Leuchtstoffkandidaten entnommen und in einem Diagramm in Abbildung 4.8 aufgetragen sind. Die Ressourcen umfassen die größte uns bekannte Leuchtstoffdatenbank „Phosphor Information and Spectra Access“ (PISA) der Arbeitsgruppe Tailored Optical Materials der FH Münster [86], der Austausch mit ausgewählten Leuchtstoff-Herstellern, Leuchtstoffwerke Breitung GmbH² (LWB) sowie Litec-LLL³, Übersichts-Artikel, wie beispielsweise [81] und [82], sowie den Austausch mit anderen Forschenden. Aufgrund der Vielzahl verfügbarer Leuchtstoffmaterialien enthält Abbildung 4.8 nur die Emissionsspektren der Leuchtstoffe, die entweder eine Halbwertsbreite kleiner oder gleich 60 nm, eine hohe Anpassbarkeit der spektralen Emission aufweisen oder explizit als vielversprechende Kandidaten ausgewiesen wurden. Außerdem sollen alle Leuchtstoffe bei entweder 405 nm, 450 nm oder beiden Wellenlängen anregbar sein. Abbildung

²www.leuchtstoffwerk.com

³www.litec-lll.de

4.8 unterteilt alle Leuchtstoffe in drei Gruppen, abhängig von der Halbwertsbreite des Emissionsspektrums kleiner oder gleich 50 nm, größer als 50 nm aber kleiner oder gleich 60 nm und größer 60 nm. Zur Referenz enthält Abbildung 4.8 zusätzlich die Anregungsbänder aus Abbildung 2.1. Die Tabellen 4.2 bis 4.4 zeigen die zu den Spektren zugehörigen Bezeichnungen der Leuchtstoffe.

Abbildung 4.8 zeigt anschaulich, dass im Wellenlängenbereich zwischen 590 nm und 650 nm kein Leuchtstoff mit einer Emission kleiner 60 nm identifiziert werden konnte. Dieses Erkenntnis deckt sich mit Forschungsarbeiten aus der Beleuchtungs- und Display-Technologie. [12], [81], [87] Der Grund für den Mangel an spektral selektiven, rot-emittierenden Leuchtstoffen liegt daran, dass eine hohe Absorption der Pumpstrahlung sowie ein Stokes-Shift von der anregenden blauen Pumplichtquelle zur gewünschten roten Emission des Leuchtstoffes aufgrund physikalischer Zusammenhänge zu einer großen spektralen Halbwertsbreite der Emission führen. [88]

Neben den spektralen Eigenschaften ist ebenfalls die erreichbare Strahldichte relevant. Die meisten der verwendeten Leuchtstoffe sind nicht als LERP verfügbar, da die Leuchtstoffe für höchste Strahldichten meist als Keramik gesintert oder als Einkristall hergestellt werden, wie Kapitel 5 näher erläutert. Es ist prinzipiell immer möglich, einen Leuchtstoff als Keramik zu sintern, allerdings muss für die Optimierung jedes Leuchtstoffes ein gewisser Entwicklungsaufwand berücksichtigt werden [62].

⁴www.currentchemicals.com/led – phosphors

Tabelle 4.2: Spektral selektive Leuchtstoffe mit einer Halbwertsbreite kleiner oder gleich 50 nm

Bezeichnung	Quelle
BaSi ₂ N ₂ O ₂ :Eu ²⁺	PISA
Ca ₂ LaNbO ₆ :Mn ⁴⁺	PISA
Ca ₂ GdNbO ₆ :Mn ⁴⁺	PISA
K ₂ Ge ₄ O ₉ :Mn ⁴⁺	PISA
K ₂ NbF ₇ :Mn ⁴⁺	PISA
MgS:Eu ²⁺	PISA
Mg ₁₄ Ge ₅ O ₂₄ :Mn ⁴⁺	PISA
Rb ₂ Ge ₄ O ₉ :Mn ⁴⁺	PISA
isiphor®BFS 466 100	Litec-LLL
KSF	Litec-LLL
LP-F460	LWB
Jadelux533™	Current Chemicals ⁴
Na ₅ K ₃ (Li ₃ SiO ₄) ₈ :Eu ²⁺	[89]
K ₂ BaPO ₄ F:Eu ²⁺	[90]
BaMgAl _{9,96} O ₁₇ :0.02Mn ⁴⁺ , 0.02Mg ²⁺	[91]
γ-AlON:0.07Mn ²⁺ , 0.10Mg ²⁺	[92]
Ba _{0,99} Si ₂ O ₂ N ₂ :0.01Eu ²⁺	[93]
Ba _{0,95} Si ₂ O ₂ N ₂ :0.05Eu ²⁺	[93]
Mg _{0,21} Al _{2,57} O _{3,80} N _{0,20} :0.03Mn ²⁺	[94]

Tabelle 4.3: Spektral selektive Leuchtstoffe mit einer Halbwertsbreite größer 50 nm und kleiner oder gleich 60 nm

Bezeichnung	Quelle
BaMgAl ₁₀ O ₁₇ :Eu ²⁺	PISA
CaAl ₂ O ₄ :Eu, Nd	PISA
RbNa ₃ Mg ₇ (PO ₄) ₆ :Eu	PISA
Si _{3-x} Al _x O _x N _(4-x) :Eu ²⁺	PISA
SrGa ₂ S ₄ :Eu ²⁺	PISA
Sr ₂ MgSi ₂ O ₇ :Eu ²⁺	PISA
Sr[LiAl ₃ N ₄]:Eu ²⁺	[95]
Ca[LiAl ₃ N ₄]:Eu ²⁺	[96]

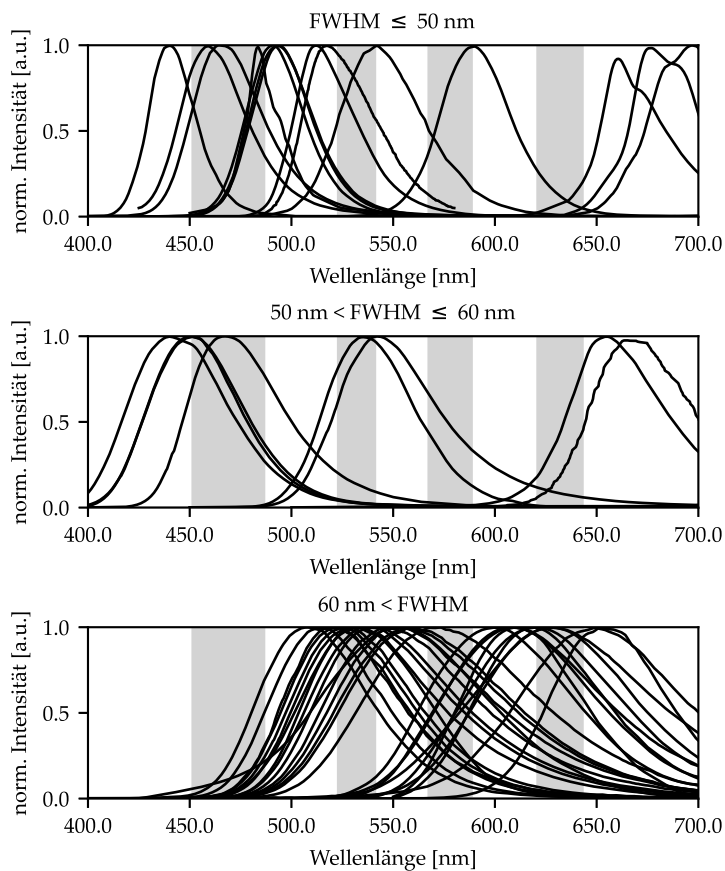


Abbildung 4.8: Leuchtstoffkandidaten, die Quellen der Daten sind in den Tabellen 4.2 bis 4.4 aufgeführt. FWHM steht für „Full Width at Half Maximum“ und bezeichnet die spektrale Halbwertsbreite des Emissionsspektrums eines Leuchtstoffes.

Tabelle 4.4: Spektral selektive Leuchtstoffe mit einer Halbwertsbreite größer 60 nm

Bezeichnung	Quelle
Ba ₂ SiO ₄ :Eu ²⁺	PISA
BaSrSiO ₄ :Eu ²⁺	PISA
CaS:Eu ²⁺	PISA
LP-F515	LWB
LP-F520	LWB
LP-F525	LWB
LP-F530	LWB
LP-F535	LWB
LP-F540	LWB
LP-F545	LWB
LP-F550	LWB
LP-F555	LWB
LP-F560	LWB
LP-F565	LWB
LP-F575	LWB
LP-N600	LWB
LP-N630	LWB
CaAlSiN ₃ :Eu ²⁺	[95]
SrS:Eu ²⁺	[97]
SrAlSiN ₃ :Eu ²⁺	[98]
Sr _{2-0.01} Si ₅ N ₈ :0.01Eu ²⁺	[99]
Sr _{2-0.04} Si ₅ N ₈ :0.04Eu ²⁺	[99]
Sr _{2-0.1} Si ₅ N ₈ :0.1Eu ²⁺	[99]
Ba ₂ Si ₅ N ₈ :0.175Eu ²⁺	[100]
SrSi ₂ O ₂ N ₂ :Eu ²⁺	[101]
Ca _{0.95} Si ₂ O ₂ N ₂ :0.05Eu ²⁺	[102]

4.3 FAZIT

Im vorliegenden Kapitel wurden die Anforderungen an spektral selektive Leuchtstoffe zum Einsatz in ökonomischen Filterkonzepten benannt und berechnet. Die wichtigsten Anforderungen umfassen eine Stabilität und Strahldichte vergleichbar zu weißen Hochleistungs-LEDs, die Verfügbarkeit bei benötigten Wellenlängen sowie eine Halbwertsbreite des Emissionsspektrums, das zu einem noch akzeptablen Übersprechen führt.

Das Übersprechen im Referenzsystem mit konventionellem Filterkonzept beträgt maximal 1,8 %. Diesen Wert gilt es mit den ökonomischen Filterkonzepten zumindest annähernd einzuhalten und es werden zwei Grenzwerte von 2 % und 5 % definiert, die zu einem vergleichbaren bzw. nicht signifikant höheren Übersprechen führen. Um die maximal erlaubte Halbwertsbreite der Leuchtstoff-Emissionsspektren zu identifizieren, wird in Abhängigkeit der Halbwertsbreite des Basispektrums für die zwei ökonomischen Filterkonzepte mit dichroitischen Kantenfiltern sowie einem Multibandpassfilter jeweils das Übersprechen berechnet. Vergleichbares Übersprechen resultiert im dichroitischen Kantenfilterkonzept, wenn Leuchtstoffe mit einer Halbwertsbreite im Emissionsspektrum unter ungefähr 40 nm eingesetzt werden. Aber auch für größere Halbwertsbreiten übersteigt das Übersprechen die 5 %-Marke nicht. Anders verhält es sich im Falle des Multibandpassfilter-Konzeptes. Für ein vergleichbares Übersprechen sollten Leuchtstoffe mit einer Halbwertsbreite im Emissionsspektrum von kleiner 50 nm und für ein nicht signifikant höheres Übersprechen von kleiner 60 nm zum Einsatz kommen.

Anorganische Leuchtstoffe sind aufgrund ihrer Stabilität und der Erreichbarkeit hoher Strahldichten die geeignete Materialklasse für die

betrachtete Anwendung. Während bei blauen und grünen Wellenlängen Leuchtstoffe mit Halbwertsbreiten unter 50 nm identifiziert wurden, weisen die spektral selektivsten Leuchtstoffe im roten spektralen Bereich des 4. Anregungsbandes Halbwertsbreiten über 60 nm auf. Folglich ist das dichroitische Kantenfilterkonzept nur mit einem Übersprechen von mehr als 2 % möglich. Im Konzept mit Multibandpassfilter ist ein Übersprechen von über 5 % zu erwarten.

Da das Konzept mit dichroitischen Kantenfiltern ebenso mit spektral breiteren Leuchtstoffen machbar scheint, soll dieses weiterhin im Kontext von Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte betrachtet werden. Aufgrund des hohen Übersprechens im Multibandpassfilter-Konzept und der mangelnden Verfügbarkeit spektral selektiver LERP werden im Folgenden Konzepte, die auf der hohen Strahldichte von Leuchtstoffen beruhen, gegenüber dem Konzept mit Multibandpassfilter bevorzugt. Es wird dennoch versucht, das Potential einer spektral selektiven Emission auszunutzen.

Auch wenn sich die vorliegende Arbeit aufgrund des zu hohen Übersprechens in der konkreten Beispielanwendung nicht auf Konzepte mit spektral selektiven Leuchtstoffen konzentriert, können diese Konzepte für Fluoreszenzanalysen dennoch sinnvoll sein. Beispielsweise akzeptieren andere Systeme eventuell ein höheres Übersprechen oder es resultieren weniger strenge Anforderungen an die Halbwertsbreite der Basisspektren, wenn ein geringerer spektraler Multiplex-Grad Anwendung findet.

Kapitel 5

LEUCHTSTOFFE MIT HOHER STRAHLDICHTHE

Ziel dieses Kapitels ist, die Grenzen der spektralen Strahldichte von LERP zu ermitteln und die für die Anwendung am besten geeignete Lösung prototypisch aufzubauen. Die spektrale Strahldichte L_λ entspricht der emittierten Leistung P pro Fläche A , Raumwinkel Ω und Wellenlängenintervall $\Delta\lambda$. Im Gegensatz zum vorherigen Kapitel wird daher nicht mehr nach Leuchtstoffen mit geringer spektraler Halbwertsbreite, sondern nach Leuchtstoffen, die mit hohen Leistungsdichten eines Lasers gepumpt werden können, gesucht. Die Information über die verfügbare Strahldichte sowie die aufgebaute Lichtquelle werden anschließend in den folgenden Kapiteln genutzt, um eine miniaturisierte Strahlvereinigung und spektrale Filterung sowie eine flexible Beleuchtungseinheit auszulegen. Die Untersuchung adressiert insbesondere Unterfunktion 1.1) aus dem morphologischen Kasten in Kapitel 3. Dieses Kapitel wurde bereits in einer ähnlichen Form in [103] publiziert.

Die erreichbare Strahldichte eines Leuchtstoffes hängt zum einen vom Leuchtstoffmaterial selbst, zum anderen aber auch von der Anregung des Leuchtstoffes ab. Aus diesem Grund teilt sich das vorliegende Kapitel in eine Beschreibung und Untersuchung der Leuchtstoffmaterialien sowie eine Betrachtung des Gesamtdesigns einer LERP-Lichtquelle.

5.1 VERFÜGBARKEIT VON LEUCHTSTOFFEN MIT HOHER STRAHLDICHTHE

Durch die Untersuchung in Kapitel 4.2 kann für hohe Strahldichten bereits die Klasse der anorganischen Leuchtstoffe mit Partikelgrößen im Mikrometerbereich und größer identifiziert werden. Weitere Einflussfaktoren des Leuchtstoffes auf die Strahldichte werden im folgenden Unterkapitel 5.1.1 erläutert. Das Verständnis für die wichtigsten Einflussfaktoren auf die Strahldichte eines Leuchtstoffes erlaubt es, die relevanten Leuchtstoffkandidaten zu ermitteln. Schließlich müssen die relevanten Leuchtstoffkandidaten nochmals untereinander verglichen werden, um den oder die idealen Kandidaten für die Applikation zu finden. Da es keinen definierten Standard zur Charakterisierung der Strahldichte von Leuchtstoffen gibt [104], fällt der Vergleich konkreter Leuchtstoffe verschiedener Forschungsgruppen sowie Hersteller allerdings schwer. Aus diesem Grund ist es notwendig, relevante Kandidaten mit einem einheitlichen Setup zu vergleichen. Die Leuchtstoffkandidaten, das Charakterisierungssetup sowie die Ergebnisse der Charakterisierung sind in den Unterkapiteln 5.1.2 bis 5.1.4 zu finden.

5.1.1 EINFLUSSFAKTOREN DES LEUCHTSTOFFES AUF DIE STRAHLDICHTHE

Das vorliegende Unterkapitel 5.1.1 wurde aus [103] übernommen, ins Deutsche übertragen und inhaltlich leicht angepasst.

Zu den wichtigsten Eigenschaften gehören die thermische Leitfähigkeit [104], [105], die Quanteneffizienz des Leuchtstoffes [104], das ther-

mische Löschen [104], [106]–[108] und die Konzentrationslöschung¹ [104], [107] sowie die Streu- [108], [109] und Absorptionseigenschaften [110].

Diese Eigenschaften können wiederum durch verschiedene Design-Parameter, wie die chemische Zusammensetzung des Wirtsmaterials, den Aktivator sowie die Mikrostruktur, beeinflusst werden. Der Aktivator hat einen starken Einfluss auf die Form des Spektrums wie auch die Abklingzeit der Fluoreszenz. Die Abklingzeit der Fluoreszenz sowie die Konzentration des Aktivators wirken sich auf die Konzentrationslöschung aus. [83], [84], [104] Mit der Konzentration des Aktivators steigt die Absorption des Leuchtstoffes [111]. Die für hohe Leistungsdichten relevanten Aktivatoren umfassen vorwiegend Ionen der Seltenen Erden wie beispielsweise Eu^{2+} und Ce^{3+} [7], [83], [104]. Darunter liefern Ce^{3+} -aktivierte Leuchtstoffe die höchsten Strahldichten [104]. Die zentrale Emissionswellenlänge kann weiterhin durch die chemische Zusammensetzung des Wirtsmaterials individuell angepasst werden. [83], [84] So lässt sich beispielsweise die Emissionswellenlänge von YAG:Ce^{3+} erhöhen, indem Yttrium-Atome durch Lutetium-Atome ersetzt werden. Die Emissionswellenlänge nimmt ab, wenn an die Position eines Yttrium-Atoms ein Gadolinium-Atom eingebaut wird. [112] Der Bereich, in dem die Wellenlänge anpassbar ist, hängt wiederum vom Aktivator ab. So kann beispielsweise die Emission von Eu^{2+} im gesamten sichtbaren Bereich auf die Applikation zugeschnitten werden, während die Emission von Mn^{4+} -aktivierten Leuchtstoffen nur in einem kleinen Bereich roter Wellenlängen durch die Wahl des Wirtsmaterials verschoben werden kann [62]. Die Quanteneffizienz ergibt sich sowohl aus der chemischen Zusammensetzung

¹In [104] wird Konzentrationslöschung, im Englischen „concentration quenching“, als „optically induced saturation“ bzw. „photoexcitation quenching“ bezeichnet.

des Wirtsmaterials inklusive aller Defektstellen sowie dem Aktivator und dessen Konzentration. [113]

Die Mikrostruktur eines Leuchtstoffes beeinflusst insbesondere die thermische Leitfähigkeit und die Streueigenschaften eines Leuchtstoffes. Eine kostengünstige Methode, Leuchtstoffe für ein Produkt aufzubereiten, umfasst die Einbettung von Leuchtstoffpulver in eine organische Silikonmatrix. [114] Diese Methode kommt häufig bei Leuchtstoff-konvertierten LEDs zum Einsatz [7], eignet sich allerdings aufgrund einer geringen thermischen Leitfähigkeit in der Größenordnung von $0,2 \text{ W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ nicht für hohe Strahldichten durch Laseranregung [7], [114]–[116]. Bessere thermische Eigenschaften resultieren für die Einbettung von Leuchtstoffpartikeln in Glas. [7] Leuchtstoffe in Glas sowohl als Volumenkörper als auch als Dünnschicht wurden bereits publiziert [117]–[120], allerdings limitiert die thermische Leitfähigkeit von ungefähr $1 \text{ W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ [104], [115], [121] immer noch die erreichbare Strahldichte bei Laseranregung [7], besonders im Fall von Leuchtstoffen als Volumenkörper [122]. Mit einer thermischen Leitfähigkeit von über $5 \text{ W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ [123] stellen polykristalline Leuchtstoffkeramiken eine bessere Alternative zu Leuchtstoffen in Silikon- oder Glasmatrix dar. Ein weiterer Vorteil keramischer Leuchtstoffe ist die Anpassbarkeit ihrer Mikrostruktur, mit der die Streuung des Leuchtstoffes eingestellt werden kann. [104], [122] Nachteil ist der komplexere Herstellungsprozess von Leuchtstoffkeramiken. [104] Aufgrund der guten thermischen Leitfähigkeit sowie der Vorteile einer anpassbaren Mikrostruktur werden Leuchtstoffkeramiken als geeignete Konverter angesehen, wenn hohe Strahldichten mit Laseranregung erzeugt werden sollen. [7], [105] Leuchtstoffkeramiken wurden bereits in diversen Forschungsarbeiten [23], [124] sowie Produkten [21] eingesetzt. Die am häufigsten verwendete Leuchtstoffkeramik besteht aus $\text{YAG}:\text{Ce}^{3+}$ mit einer Spitzenwellenlänge im gelb-grünen Bereich des elektromagnetischen Spektrums [7], unter anderem da der Akti-

vator Ce^{3+} aufgrund der im Vergleich zu Eu^{2+} kürzeren Abklingzeit bessere Lösungs-Eigenschaften für Laseranregung aufweist [104]. Neben $\text{YAG}:\text{Ce}^{3+}$ gelang es Forschenden ebenfalls andere Leuchtstoffkeramiken herzustellen, die bei blauen [125] und roten [126], [127] Wellenlängen emittieren. Eine Alternative zu Leuchtstoffkeramiken, die ebenfalls in Forschungsarbeiten Anwendung findet [128], sind einkristalline Leuchtstoffe. Einkristalle werden in der Regel über einen vergleichsweise kostenintensiven Czochralski-Prozess hergestellt. [7], [104] Dafür zeigen die resultierenden Leuchtstoffe eine hohe thermische Leitfähigkeit von $11 \text{ W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ [128] und nur wenige Defekte, was zu einer verminderten thermischen Löschung führt [122]. Auf der anderen Seite führen die fehlenden Korngrenzen, die als Streuzentren wirken, zu einer geringen Auskoppel-effizienz [122] und zu einer geringeren Absorption [104].

5.1.2 UNTERSUCHTE LEUCHTSTOFFPROBEN

Aufgrund der Leistungsfähigkeit umfasst die experimentelle Untersuchung nur keramische und einkristalline Leuchtstoffe. Da Ce^{3+} -aktivierte Leuchtstoffe die höchsten Strahldichten liefern [104], werden im Folgenden $\text{YAG}:\text{Ce}^{3+}$ -Leuchtstoffe sowie dessen Derivate mit angepasster Emissionswellenlänge betrachtet. Konkret handelt es sich um $\text{LuGaAG}:\text{Ce}^{3+}$, $\text{LuAG}:\text{Ce}^{3+}$ und $\text{YAG}:\text{Ce}^{3+}$ als Leuchtstoffkeramik von Schott AG² sowie $\text{GdYAG}:\text{Ce}^{3+}$ als Einkristall von Crytur spol.s.r.o.³. Weiterhin geht die Strahldichte einer hoch-integrierten LERP-Lichtquelle als SMD (Surface Mount Device)-Baustein, Laser Light SMD 500 von Kyocera SLD Laser Inc.,⁴ mit in den Vergleich

²[www.schott.com/de – de/products/ceramic – laser – phosphor – converter](http://www.schott.com/de-de/products/ceramic-laser-phosphor-converter)

³[www.crytur.com/materials/orange – luminophore](http://www.crytur.com/materials/orange-luminophore)

⁴[www.kyocera – sldlaser.com/products/laserlight – smd](http://www.kyocera-sldlaser.com/products/laserlight-smd)

ein. Alle untersuchten Leuchtstoffproben arbeiten in Reflexion, da die reflektive Anordnung Vorteile im thermischen Management bietet, die Leuchtstofftemperatur im Vergleich zur transmittiven Anordnung reduziert und so höhere Strahldichten ermöglicht. [129], [130] Die Leuchtstoffe der Schott AG sind auf einem quadratischen Metallblock mit einer Kantenlänge von 20 mm und einer Höhe von 4 mm aufgebracht. Der Leuchtstoff von Crytur spol.s.r.o. befindet sich ebenfalls auf einem quadratischen Metallblock, der schwarz beschichtet ist und eine Kantenlänge von 10 mm sowie eine Höhe von 1,5 mm aufweist. LaserLight SMD 500 von Kyocera SLD Laser befindet sich auf einer Platine. Tabelle 5.1 beschreibt die verwendeten Leuchtstoffe inklusive der Herstellerspezifikation detailliert.

5.1.3 CHARAKTERISIERUNGSSETUP

Die experimentelle Untersuchung baut auf den Erkenntnissen und Erfahrungen der bisherigen Literatur [19], [107], [110], [112], [118], [131], [132] auf. Sie unterscheidet sich aber dahingehend, dass die Anregung der Leuchtstoffe aus produkt-relevanten Komponenten, die auch später in einem Serienprodukt zum Einsatz kommen könnten, aufgebaut ist und trotzdem das Bestrahlungsstärkelimit keramischer und einkristalliner Leuchtstoffe erreicht wird. Außerdem können kleinere Pumpspots als in den meisten referenzierten Quellen realisiert werden und es erfolgt eine radiometrische und keine photometrische Charakterisierung der spektralen Strahldichte bis zum Bestrahlungsstärkelimit.

Ein Charakterisierungssetup für Laser-Leuchtstoffe kann in zwei Komponenten gegliedert werden. Eine Komponente regt den Leuchtstoff an und eine weitere Komponente misst die Strahldichte der Fluoreszenz. Die Komponenten werden im Folgenden beschrieben. Deren Bauteile

Tabelle 5.1: Untersuchte Leuchtstoffproben

Material	Mikrostruktur	Größe (mm)			Hersteller	Hersteller- bezeichnung
x	y	z				
LuGaAG:Ce ³⁺	Keramik	4	4	0,115	Schott AG	GGD35 4x4x0,115 on heatspreader 20x20x4
LuAG:Ce ³⁺	Keramik	4	4	0,100	Schott AG	SGA35 4x4x0,100 on heatspreader 20x20x4
YAG:Ce ³⁺	Keramik	4	4	0,150	Schott AG	SWD50 4x4x0,150 on heatspreader 20x20x4
GdYAG:Ce ³⁺	Einkristall	1	1	0,200	Crytur spol.s.r.o.	Cryphosphor™LWY1 CIE(0.453;0.530) 1x1 200 G / P T1 / N SH
unb.	unb.	unb.	unb.	unb.	Kyocera SLD Laser, Inc.	LaserLight SMD 500

sind in Tabelle 5.2 übersichtlich zusammengefasst und indiziert. Als Pumplichtquelle kommen zwei Laserdioden (1) zum Einsatz. Jede Laserdiode emittiert 5 W bei einer Wellenlänge von 445 nm. Es wird explizit auf Laserdioden und nicht auf Lasermodule zurückgegriffen, um die Charakterisierungsbedingungen so nahe wie möglich an den Bedingungen in einem möglichen Produkt auszurichten. Um flexibel die Leistung skalieren zu können, kommen gleich zwei Laserdioden zum Einsatz. Deren kombinierte Leistung von 10 W hat in allen Versuchen ausgereicht, das Bestrahlungsstärkelimit der Leuchtstoffe zu übertreffen.

Die Auslegung des Anregungsstrahlengangs erfolgt mit Zemax Optic Studio. Dieser besteht je Laserdiode aus einer kollimierenden Linse (2) mit einer Brennweite von 8 mm und einem Durchmesser von 12,7 mm sowie einer fokussierenden Linse (3) mit einer Brennweite von 25 mm und einem Durchmesser von 12,5 mm. Die Pumpstrahlung trifft unter einem Winkel von 60° zur Normalen des Leuchtstoffes auf dessen Oberfläche. Die angewinkelte Bestrahlung erlaubt es, die Charakterisierung aus einem 0° -Winkel vorzunehmen und stellt eine Möglichkeit dar, Laser-Leuchtstoffe in Reflexion ohne dichroitischen Spiegel zu betreiben. Der Winkel ist so gewählt, dass eine Linse mit einer Brennweite von ungefähr 10 mm und einem Durchmesser von 12 mm ohne die Pumpstrahlung abzuschatten über dem Leuchtstoff platziert werden kann. Diese Linse kann die am Leuchtstoff gestreute Laserstrahlung sowie dessen Fluoreszenzstrahlung kollimieren. Da Laserdioden ein elliptisches Strahlprofil aufweisen, werden diese so eingebaut, dass durch den schrägen Einfall auf den Leuchtstoff das elliptische Profil wieder zu einem runderen Strahlprofil gestaucht wird. Auf diese Weise kann auf anisotrope Fokussierung mit Zylinderlinsen oder auf ein Paar Keilprismen verzichtet werden.

Tabelle 5.2: Wichtige Bauteile des Charakterisierungssetups

Element	Bezeichnung	Hersteller
1	Pumplichtquelle	ams-Osram AG
2	Kollimationslinse Laser	Thorlabs Inc.
3	Fokussierende Linse Laser	Thorlabs Inc.
4	Kamerasensor	Basler AG
5	Kameraobjektiv	Basler AG
6	Graustufenfilter	Thorlabs Inc.
7	Hochpassfilter	Thorlabs Inc.
8	Spektrometer	Ocean Optics Inc.
9	Kosinuskorrektor	Thorlabs Inc.
10	Photodetektor Fluoreszenz	Thorlabs Inc.
11	Auswerteeinheit Fluoreszenz	Thorlabs Inc.
12	Photodetektor Pumpstrahlung	Thorlabs Inc.
13	Auswerteeinheit Pumpstrahlung	Thorlabs Inc.
14	Laser-Bandpassfilter	Thorlabs Inc.
15	Saphirschleibe	Edmund Optics Inc.

Der Leuchtstoff ist wie oben beschrieben bereits vom Hersteller auf einen Metallblock aufgebracht. Der Metallblock ist zur Charakterisierung an eine Adapterplatte aus Aluminium geschraubt, welche wiederum an einem optischen Tisch als Wärmesenke fixiert ist. Die Spotgröße und -position auf dem Leuchtstoff sind mit Translationstischen mit Mikrometerschrauben einstellbar. Jeder Laser weist eine Einstellmöglichkeit in x- und y-Richtung im Referenzsystem des Leuchtstoffes zur Definition der Position auf dem Leuchtstoff und eine Einstellmöglichkeit in der Richtung der optischen Achse der Laserstrahlung zur Fokussierung dieser auf. Damit können die zwei Laser fokussiert und präzise überlagert werden. Die Charakterisierung der Leuchtstoffe erfolgt bei einer Spotgröße von 100 μm . Das Anregungssetup ist in einem 16 mm Cage-System von Thorlabs Inc. pro Laserdiode realisiert. Abbildung 5.1 zeigt eine Skizze des beschriebenen Anregungssystems.

Ziel der Charakterisierung ist es, die spektral aufgelöste Strahldichte der Fluoreszenz des Leuchtstoffes zu messen. Da Leuchtstoffe nach Raukas et al. [116] isotrop emittieren, sind die betrachteten Leuchtstoffproben Lambert-Strahler [133]. Folglich kann deren Strahldichte $L(\lambda)$ aus der emittierenden Fläche A , dem Spektrum $S(\lambda)$ sowie der Strahlstärke $I(\alpha)$ an einem definierten Winkel α wie folgt berechnet werden:

$$L(\lambda) = \frac{I(\alpha)}{A \cdot \cos(\alpha)} \cdot \frac{S(\lambda)}{\int_0^\infty S(\lambda) d\lambda}. \quad (5.1)$$

Zur Charakterisierung kommen daher ein Kamerasystem zur Detektion der bestrahlten Fläche A , ein Spektrometer zur Messung von $S(\lambda)$ sowie ein optisches Leistungsmessgerät zur Berechnung der Strahlstärke $I(\alpha)$ zum Einsatz. Das Kamerasystem befindet sich senkrecht über dem Leuchtstoff in einem Cage-System und besteht aus einem Kamerasensor (4), einem Objektiv (5) inklusive 0,5 mm Abstandsring, um die Arbeitsdistanz zu verringern, sowie wechsel- und

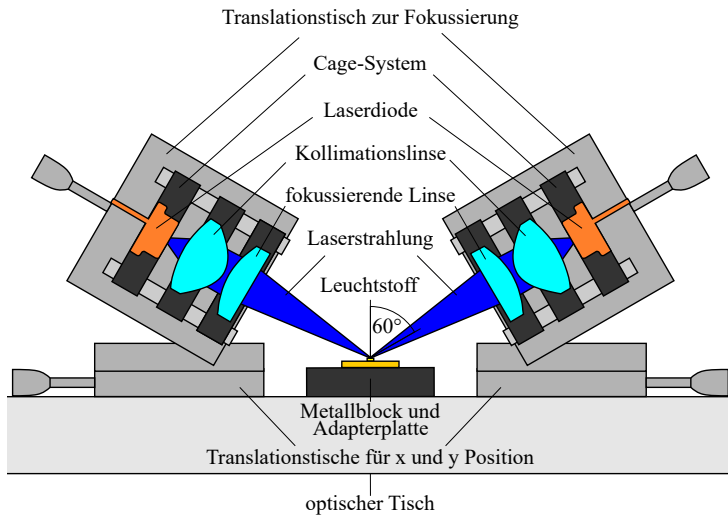


Abbildung 5.1: Skizze des Anregungssystems im Charakterisierungssetup

kombinierbaren Filtern. Als Filter stehen diverse Graustufenfilter (6) sowie ein Hochpassfilter (7), der die Pumpstrahlung blockt und nur die Fluoreszenzstrahlung ab 495 nm passieren lässt, zur Verfügung. Das Kamerasystem erreicht eine Auflösung von ungefähr 22 μm pro Pixel.

Das fasergekoppelte Spektrometer (8) ist mit einem Kosinuskorrektor (9) ausgestattet und ist unter nicht definiertem Elevations- sowie Azimutwinkel auf den Leuchtstoff gerichtet. Es erfolgt also die Annahme, dass sich das Spektrum der Fluoreszenz nicht über den Winkelbereich ändert.

Die Strahlstärkemessung erfolgt mit einem optischen Leistungsmessgerät, welches aus einem Photodetektor (10) sowie einer Auswerteeinheit (11) besteht. Der Photodetektor ist mithilfe eines speziell gefertigten Halters präzise in einem Abstand d von 100 mm zum Leuchtstoff und in einem Winkel von $\alpha = 30^\circ$ zu dessen Normalen angeordnet. Zusätzlich ist der Photodetektor mit dem gleichen Hochpassfilter (7) wie die Kamera ausgestattet, um ausschließlich die Fluoreszenzleistung zu messen.

Unter Berücksichtigung der aktiven, runden Fläche des Photodetektors A_P kann die Strahlstärke $I(\alpha)$ am Winkel $\alpha = 30^\circ$ aus der am Photodetektor gemessenen Leistung P folgendermaßen berechnet werden:

$$I(\alpha) = \frac{P}{4\pi (\sin(\delta/2))} \text{ mit } \delta = \arctan\left(\frac{A_P/\pi}{d}\right). \quad (5.2)$$

Da neben der Fluoreszenzstrahlung ebenfalls die anregende Pumpstrahlung auf dem Leuchtstoff charakterisiert werden soll, nimmt das Kamerasystem ebenfalls die bestrahlte Fläche auf dem Leuchtstoff auf und ein zweites optisches Leistungsmessgerät, bestehend aus Photodetektor (12) und Auswerteeinheit (13), monitort die Leistung der

Pumplichtquelle. Dazu kommt ein Laser-Bandpassfilter (14) in zweifacher Ausführung sowohl für das Kamerasystem als auch für den Photodetektor des zweiten Leistungsmessgerätes zum Einsatz. Der Bandpassfilter transmittiert die Laserstrahlung zwischen 440 nm und 460 nm.

Das Kamerasystem nimmt zu Anfang jeder Messung ein Bild der Pumpstrahlung auf dem Leuchtstoff auf, indem der Hochpassfilter für eine Messung durch den Laser-Bandpassfilter ausgetauscht wird. In einer separaten Messung wurde überprüft, dass sich der Laserspot auf dem Leuchtstoff während eines Messzyklus nicht signifikant ändert. Auftretende Streuung der Pumpstrahlung im Leuchtstoff wird hierbei vernachlässigt. Da die Laserleistung bei einem bestimmten Strom kalibriert wurde, dient das zweite Leistungsmessgerät nur zur relativen Messung der Laserleistung und kann in einem beliebigen Abstand und einem beliebigen Winkel zum Leuchtstoff positioniert werden.

Die mittlere Bestrahlungsstärke E_L der Laser-Pumpstrahlung auf dem Leuchtstoff berechnet sich aus der gemessenen Laserleistung P_L sowie der Fläche A_L auf dem Leuchtstoff:

$$E_L = \frac{P_L}{A_L} \quad (5.3)$$

Die Fläche der Pumpstrahlung auf dem Leuchtstoff A_L ist definiert als die Fläche, innerhalb der die Leistungsdichte größer als die Hälfte des Maximums ist. Zudem erfolgt vor der Interpretation der Kameraaufnahmen ein Gauß-Fit, um die erreichbare Auflösung über die Größe eines Pixels zu verbessern. Abbildung 5.2 zeigt eine Skizze der beschriebenen Komponenten zur Messung der relevanten Größen bei der Charakterisierung eines Leuchtstoffes. Es sei darauf hingewie-

sen, dass sich die Komponenten in den Abbildungen 5.1 und 5.2 im dreidimensionalen Raum nicht überschneiden.

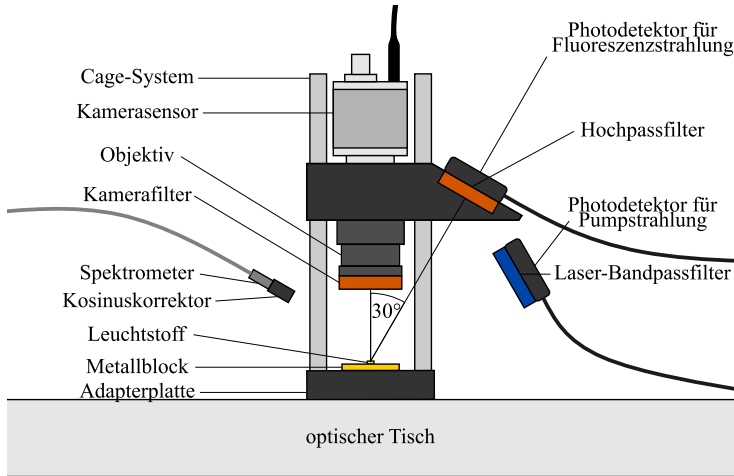


Abbildung 5.2: Skizze der Messinstrumente im Charakterisierungssetup

Vor jeder Messung werden beide Laserspots auf der Leuchtstoffoberfläche mithilfe der Translationstische justiert, sodass die gewünschte Spotform und -größe resultiert. Nachdem das Kamerasystem wieder mit dem Hochpassfilter ausgestattet ist, wird ein Referenzbild des Leuchtstoffes oder einer anderen bekannten Struktur in der Fokusebene erstellt. Dieses dient zur Kalibrierung der Größe eines Kamera-pixels. Anschließend beginnt die eigentliche Messung. Hierbei wird der Strom, der durch beide Laserdioden geht, in 0,05 A bis 0,1 A Schritten erhöht, bis das Leistungsmessgerät für Fluoreszenzstrahlung eine Abnahme der Fluoreszenzleistung mit steigender Laserleistung zeigt. Jede Laserleistung wird dabei ein paar Sekunden aufrechterhalten, um

sicherzugehen, dass die gemessenen Signale stabil sind. Der Effekt, bei dem sich das thermische Quechen selbst verstärkt und der die Fluoreszenz stark einbrechen lässt, markiert das Ende der Messung. Im Anschluss nimmt das Spektrometer bei ausgeschalteten Lasern eine Dunkelstrommessung auf.

5.1.4 ERGEBNISSE UND DISKUSSION DER CHARAKTERISIERUNG

Die Ergebnisse sind in Form der durchschnittlichen Strahldichte der Fluoreszenz L über der Leistung der Pumplichtquelle P_L sowie der mittleren Bestrahlungsstärke der Pumpstrahlung auf dem Leuchtstoff E_L in Abbildung 5.3 dargestellt. Die linke Seite der Abbildung 5.4 zeigt die Spotgrößen der Pumpstrahlung auf dem Leuchtstoff, über die zur Berechnung der Bestrahlungsstärke E_L gemittelt wurde. Die Spotdurchmesser betragen gemittelt über die lange und kurze Halbachse sowie die Diagonalen für LuGaAG:Ce³⁺ 100 μm , für YAG:Ce³⁺ 120 μm , für LuAG:Ce³⁺ 90 μm und für GdYAG:Ce³⁺ 100 μm und sind damit ungefähr vergleichbar. Die Größe des Spots der Pumpstrahlung auf dem Leuchtstoff ist für LaserLight SMD 500 nicht anpassbar, mit 140 μm etwas größer und stärker elliptisch als für die anderen Leuchtstoffproben, da das integrierte Bauteil bereits eigene Laserdioden enthält.

Der Fluoreszenzspot, der auf der rechten Seite in Abbildung 5.4 dargestellt ist, ist deutlich größer als der anregende Spot der Pumplichtquelle. Die Auswertung der spektralen Strahldichte nimmt an, dass das anschließende optische System eine runde Eintrittspupille auf dem Leuchtstoff mit einem Durchmesser von 250 μm sieht. Daher wird L als durchschnittliche Strahldichte innerhalb der Fläche A der Einheitspupille bezeichnet. Die Wahl dieser Eintrittspupille orientiert sich an dem Folgeexperiment in Kapitel 8. Schließlich trägt Abbildung 5.5 die

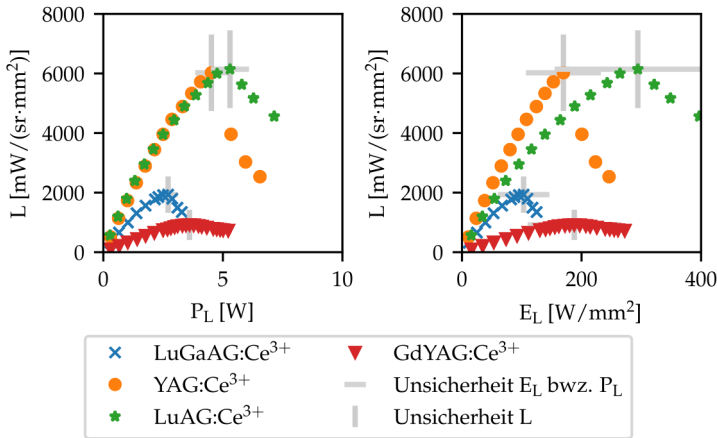


Abbildung 5.3: Strahldichte L der Leuchtstoffproben über der Pumpleistung P_L sowie -bestrahlungsstärke E_L auf dem Leuchtstoff, LaserLight SMD 500 findet aufgrund der fehlenden Kalibrierung der Laserleistung keinen Eingang in die gezeigten Diagramme.

maximale Strahldichte jedes Leuchtstoffes spektral auf, um die resultierende Leistung im relevanten spektralen Bereich zu visualisieren. Zur Referenz sind die Anregungsbänder aus Abbildung 2.1 ebenfalls in Abbildung 5.5 eingezeichnet.

Das in Unterkapitel 5.1.3 beschriebene Setup ist in der Lage, absolute Messungen durchzuführen. Die erwarteten Unsicherheiten wurden aus den Unsicherheiten der Leistungsmessung, Spotgrößendetektion sowie den Unsicherheiten in der Positionierung abgeschätzt und sind in den Abbildungen 5.5 und 5.3 eingetragen. Für relative Vergleiche sind geringere Unsicherheiten zu erwarten.

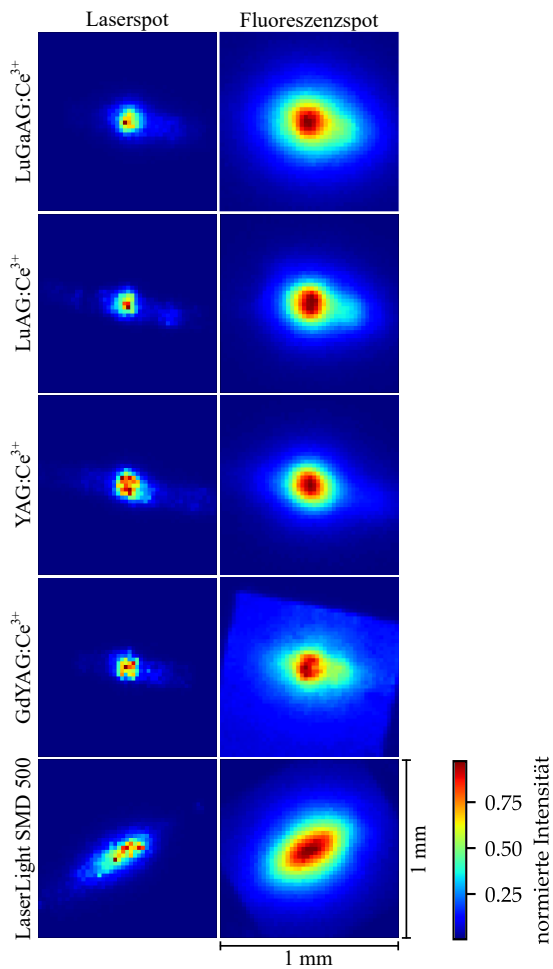


Abbildung 5.4: Laserspot und Fluoreszenzspot auf den Leuchtstoffproben in Falschfarbendarstellung normiert auf jeweils die maximale Intensität eines Bildes, alle Bilder haben eine Kantenlänge von 1 mm x 1 mm.

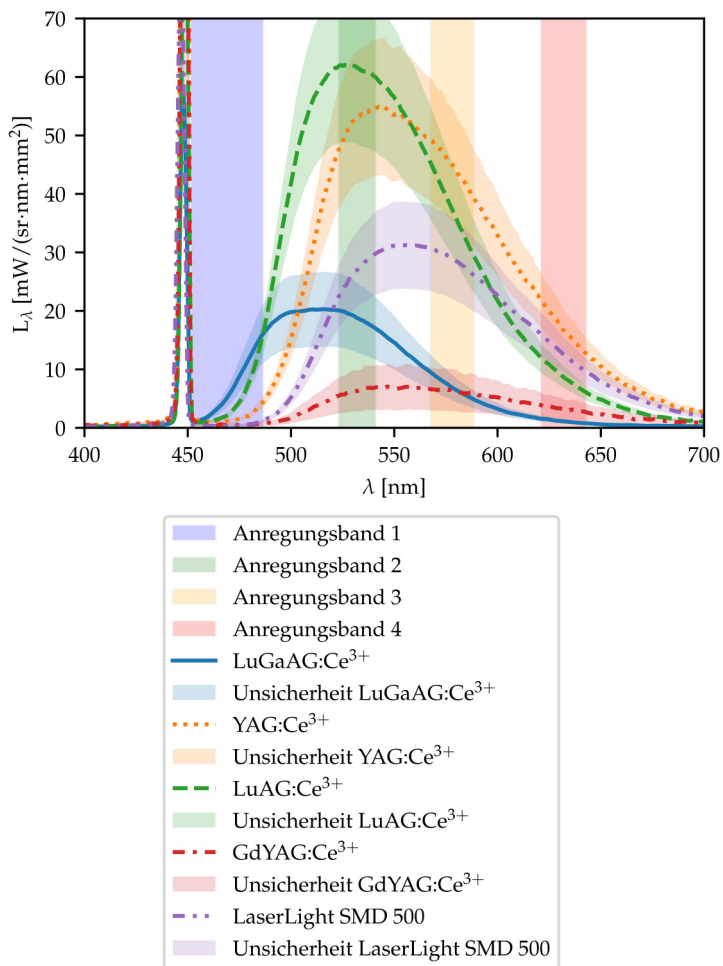


Abbildung 5.5: Spektrale Strahldichte der Leuchtstoffproben

Die keramischen Leuchtstoffe LuGaAG:Ce^{3+} , YAG:Ce^{3+} sowie LuAG:Ce^{3+} zeigen in Abbildung 5.3 im Vergleich zum einkristallinen Leuchtstoff GdYAG:Ce^{3+} einen steileren Abfall der Fluoreszenz nach dem Maximum. Der flachere Abfall der Kurven des Einkristalls kann anhand der Fluoreszenzspots in Abbildung 5.4 erklärt werden. Im einkristallinen Leuchtstoff leuchtet nämlich nicht nur der Spot, sondern auch der gesamte Rest der Leuchtstoffgeometrie emittiert Fluoreszenzstrahlung. Daher leuchtet die Umgebung um den Punkt der stärksten Einstrahlung weiter, auch wenn im Zentrum bereits thermische Löschung Fluoreszenz weitestgehend verhindert. Die Fluoreszenz der gesamten Leuchtstoffgeometrie stimmt mit anderen Untersuchungen überein [113] und ist auf die geringe Auskoppel-effizienz des einkristallinen Leuchtstoffes zurückzuführen, dem im Vergleich zur Leuchtstoffkeramik Korngrenzen fehlen, an denen die Strahlung gestreut wird [122].

Die Darstellung der spektralen Strahldichte $L(\lambda)$ in Abbildung 5.5 zeigt, dass die höchsten spektralen Strahldichten im grünen Wellenlängenbereich erreicht werden. Für LuGaAG:Ce^{3+} mit einer Spitzenwellenlänge um 500 nm ist die maximale spektrale Strahldichte weniger als halb so groß als bei LuAG:Ce^{3+} und YAG:Ce^{3+} mit Spitzenwellenlängen bei 525 nm und 550 nm. Der Grund für die stärkere Emission im grünen Wellenlängenbereich liegt im weit verbreiteten und stark optimierten Materialsystems YAG:Ce^{3+} mit einer Spitzenwellenlänge nahe dem Höchstwert der menschlichen Helligkeitswahrnehmung bei 555 nm. Es wird an Leuchtstoffen mit einem Maximum der Emission im blauen und roten Spektralbereich geforscht. Entweder erfolgt eine Blau- oder Rotverschiebung der Emission von YAG:Ce^{3+} durch Substitution von Yttrium durch andere Elemente wie Lutetium oder Gadolinium oder es wird ein Leuchtstoff auf neuer chemischer Basis entwickelt [125], [126], [134], [135]. Allerdings bleibt die spektrale Strahldichte meist unter der von YAG:Ce^{3+} , auch wenn sich im be-

trachteten Wellenlängenbereich nur die steigende oder fallende Flanke des YAG:Ce^{3+} -Spektrums befindet.

Eine Ausnahme stellt das Material LuGaAG:Ce^{3+} dar, das die Spitzenwellenlänge im Vergleich zu YAG:Ce^{3+} deutlich zu blauen Wellenlängen verschiebt und trotzdem eine höhere spektrale Strahldichte als YAG:Ce^{3+} und LuAG:Ce^{3+} im Wellenlängenbereich unter 480 nm aufweist. Damit ist LuGaAG:Ce^{3+} ein interessantes Material zur Erzeugung kurzwelliger Anregungsstrahlung. Der Leuchtstoff mit der größten Spitzenwellenlänge, GdYAG:Ce^{3+} , zeigt die geringste maximale spektrale Strahldichte. YAG:Ce^{3+} -Derivate mit Gadolinium sind für eine höhere thermische Löschung bekannt [136], [137]. Neben den veränderten chemischen Eigenschaften, vergleiche [137], führt der größere Stokes-Shift von der Pumpwellenlänge bei 450 nm bis zur grün-roten Emission unabhängig der Quanteneffizienz zu höheren Verlusten. Zusätzlich zeigt GdYAG:Ce^{3+} das breiteste Spektrum unter allen Leuchtstoffproben. Obwohl dies zwar vorteilhaft für die Applikation sein kann, führt es auch dazu, dass die erreichte Strahldichte über einen größeren Wellenlängenbereich verteilt ist und somit das Maximum kleiner ausfällt.

LaserLight SMD 500 ist eine der hellsten hoch-integrierten, Leuchtstoff-konvertierten Lichtquellen am Markt [138] und eine der wenigen verfügbaren Laserquellen. Dennoch ist es nicht möglich, mit dieser Lichtquelle alle benötigten Spektralbereiche abzudecken. Insbesondere das 1. Anregungsband bei 470 nm stellt eine Herausforderung dar. In der eigenen Arbeit [138] wurden keine alternativen kommerziellen Lichtquellen identifiziert, die alle Spektralbereiche adäquat abdecken. Abbildung 5.5 zeigt, dass die untersuchten Leuchtstoffproben das Potential haben, die Strahldichte von LaserLight SMD 500 nochmals zu übertreffen und den Spektralbereich insbesondere im Bereich unter 500 nm zu erweitern. Ob die höhere Strahldichte von LuGaAG:Ce^{3+} ,

LuAG:Ce³⁺ und YAG:Ce³⁺ auf die stärkere räumliche Trennung zwischen Pumplichtquelle und Leuchtstoff zurückzuführen ist, kann nicht nachgewiesen werden, da der Leuchtstoff aus LaserLight SMD 500 nicht zur Verfügung steht. Dennoch ist davon auszugehen, dass das thermische Management durch die räumliche Trennung zwischen Pumplichtquelle und Leuchtstoff erleichtert wird, da beide verlustbehafteten Elemente sich nicht gegenseitig aufheizen.

Eine wichtige Erkenntnis aus Abbildung 5.3 ist, dass die Leuchtstoffe ihre maximale Strahldichte bei unterschiedlichen Pumpleistungen P_L und Bestrahlungsstärken E_L erreichen. Es stehen z. B. die Leuchtstoff LuGaAG:Ce³⁺ sowie LuAG:Ce³⁺ mit einer ähnlichen Strahldichte für das 1. Anregungsband zur Verfügung. LuGaAG:Ce³⁺ benötigt zur Erbringung der in Abbildung 5.5 gezeigten spektralen Strahldichte nur knapp 3 W und nicht über 5 W Pumpleistung wie LuAG:Ce³⁺. Die geringere Laserleistung verringert den Energieverbrauch, vereinfacht das Thermomanagement und beeinflusst die Kosten der Laserdiode. Hinzu kommt, dass die Leistung von Laserdioden auf 5 W limitiert sind. Werden mehr als 5 W benötigt, müssen entsprechend mehrere Laserdioden eingesetzt werden, was die Kosten für die Lichtquelle erhöht und das Optikdesign komplexer gestaltet. Eine geringe, benötigte Laserleistung ist demnach aus Effizienz-, Kosten- und Komplexitätsgründen vorteilhaft.

5.1.5 FAZIT

Sowohl die Literaturrecherche als auch die experimentelle Untersuchung zeigen, dass die erreichbare spektrale Strahldichte bei grünen Wellenlängen am höchsten ist. Zur Anregung einer Fluoreszenzanalyse ist es daher umso wichtiger, dass in der vorgestellten Untersuchung mit LuGaAG:Ce³⁺ ein Leuchtstoff identifiziert wurde,

welcher die Emission der bekannten und oft genutzten Leuchtstoffe YAG:Ce³⁺ und LuAG:Ce³⁺ bei blauen Wellenlängen sogar noch übertrifft.

Zur Realisierung der maximalen Strahldichten in einem Anregungsband bietet sich eine Kombination aus LuGaAG:Ce³⁺ für das 1. Anregungsband, LuAG:Ce³⁺ für das 2. Anregungsband und YAG:Ce³⁺ für die Anregungsbänder 3 und 4 an. Da die Strahldichte im grünen Bereich die Anforderung des Anwendungsbeispiels in Kapitel 8 deutlich übertrifft, kann für Anregungsband 2 ebenfalls YAG:Ce³⁺ zum Einsatz kommen.

Ein weiterer Vorteil insbesondere von LuGaAG:Ce³⁺ ist dessen im Vergleich zu LuAG:Ce³⁺ niedrige Pumpleistung bei maximaler Strahldichte. Da YAG:Ce³⁺ ebenfalls unter 5 W Pumpleistung die maximale Strahldichte erreicht, können beide Leuchtstoffe mit einer einzelnen Laserdiode angeregt werden.

Ein Nachteil der Leuchtstoffkombination ist, dass neben einem spektralen Filter ebenfalls der Leuchtstoff ausgetauscht werden muss, um die Strahlung für das Anregungsband zu erzeugen und auszuwählen. Ist ein Wechsel des Leuchtstoffes nicht gewünscht, so empfiehlt sich LuAG:Ce³⁺ zur Anregung aller Anregungsbänder.

5.2 DESIGN EINER LICHTQUELLE MIT LASERANGEREGETEM REMOTE-LEUCHTSTOFF

Nachdem in Unterkapitel 5.1 die passenden Leuchtstoffkandidaten identifiziert wurden, zielt das vorliegende Unterkapitel darauf ab,

mit diesen eine Lichtquelle zu designen. Dazu werden verschiedene Möglichkeiten aus der Literatur in Unterkapitel 5.2.1 beschrieben, von denen eine Auswahl mithilfe des Charakterisierungssetups aus Unterkapitel 5.1.3 in den Unterkapiteln 5.2.2 bis 5.2.4 an der Leuchtstoffprobe LuGaAG:Ce^{3+} getestet werden.

5.2.1 DESIGN-MÖGLICHKEITEN

Da die thermische Löschung einer der wichtigsten, die Strahldichte limitierenden Einflussfaktoren ist, versucht das Lichtquellen-Design eine möglichst effektive Ableitung der erzeugten Wärmeenergie zu realisieren. Eine effektive Möglichkeit besteht darin, einen größeren Bereich des Leuchtstoffes zu beleuchten und so die Wärme bereits verteilt zu erzeugen. Gleichzeitig soll aber die emittierende Fläche nicht größer werden, da sonst die Strahldichte abnimmt. Möglich wird die Kombination aus gleichbleibend kleiner emittierender Fläche und Verteilung des Wärmeeintrages durch eine größere Zeitkonstante für thermische Effekte im Vergleich zu Fluoreszenzeffekten, indem Pumpspot und Leuchtstoff relativ zueinander bewegt werden. Fluoreszenz tritt dabei verglichen zur Bewegung nahezu instantan auf, während die thermischen Effekte langsamer als die Bewegung ablaufen. Hagemann et al. [49] erreicht mit einem sich drehenden Leuchtstoffrad Leuchtdichten von 9000 cd/mm^2 , während eine statische Anordnung mit einem vergleichbaren Leuchtstoffmaterial nur ungefähr 2200 cd/mm^2 [19] liefert.

Anstelle eines Leuchtstoffrades kann die Bewegung ebenfalls mittels eines sich drehenden und verkippten Spiegels [139], einem zweidimensional scannenden Spiegel oder einem sich drehenden angewinkelten optischen Element erfolgen [140]. Im Gegensatz zum Leuchtstoffrad ist

hier der Leuchtstoff selbst statisch, was die Anbindung an eine Wärmesenke vereinfacht. Aufgrund der Komplexität, welche die mechanische Bewegung mit adäquater Geschwindigkeit bedingt, eignet sich eine relative Bewegung zwischen Leuchtstoff und Pumpspot allerdings nicht für eine patientennahe Anwendung mit Kostenrestriktion und wird daher im Folgenden nicht weiter betrachtet.

Die längere thermische Zeitkonstante kann ebenfalls im Pulsbetrieb ausgenutzt werden, da sich während eines Lichtpulses die Temperatur nur langsam im Vergleich zur Fluoreszenz erhöht. Schulz [12] testet diesen Effekt bei einer Frequenz von 1920 Hz an einer LED und kann so die Strahldichte um 14 % steigern.

Für statische Leuchtstoffe besteht neben einer aktiven Kühlung mit einem Peltier-Element [12] die Möglichkeit, Wärme lateral abzuführen. Sun et al. [141] kombinieren eine aktive Kühlung mit einer lateralen Wärmeabfuhr, indem ein Leuchtstoff in ein Peltier-Element eingebettet wird, und erhöhen damit den Bestrahlungsstärkegrenzwert auf das 4,5-Fache. Auch die Forschungsarbeit von Correia et al. [142] nutzt laterale Wärmeabfuhr und bettet den Leuchtstoff in eine Metallausparung.

Weiterhin ist ein geringer thermischer Widerstand zum reflektierenden Substrat des Leuchtstoffes vorteilhaft. In Simulationen wurde gezeigt, dass eine Reduktion der Leuchtstoffdicke die Spitzentemperatur reduziert [142]. Hagemann et al. [19] weist experimentell nach, dass mit dünneren Leuchtstoffen höhere Bestrahlungsstärkelimits erreicht werden können.

Um die thermische Leitfähigkeit auf der emittierenden Seite zu verbessern, kann hier ein transparentes Material aufgebracht werden. Correia et al. [142] zeigt in einer Simulation, dass für einen Leuchtstoff, eingebettet in eine Glas-Matrix und betrieben in Reflexion, durch

Hinzufügen einer Borosilikatglasscheibe die Arbeitstemperatur von 600 °C auf unter 200 °C reduziert werden kann. Zhang et al. [115] weist für einen Leuchtstoff in Glas in Transmission ein dreimal so großes Bestrahlungsstärkelimit mit Saphirscheibe im Vergleich zur Variante ohne diese Modifikation auf. Weitere Forschungsarbeiten, die sich mit Saphirscheiben auf Leuchtstoffen in Glas und in Transmission beschäftigen, sind durch [118], [143], [144] gegeben. Für einen Leuchtstoff in Reflektion mit einer im Vergleich zu [49] großen Dicke von 500 µm zeigen Ma und Luo [145] eine Verbesserung der Leuchtdichte durch Hinzufügen einer Saphirscheibe.

Eine weitere Einflussgröße auf die erreichbare Strahldichte ist mit der Größe des Spots der Pumpstrahlung auf dem Leuchtstoff gegeben. Yuan et al. [146] untersuchen deren Einfluss auf Temperatur und spezifische Lichtausstrahlung⁵ bei einem YAG:Ce³⁺- und einem SCASN:Eu²⁺-Leuchtstoff in Glas. Es resultieren Leuchtstoff-spezifische, optimale Spotgrößen der Pumpstrahlung, die zu einer maximalen Strahldichte führen. Relevante Effekte, die das Optimum beeinflussen, sind laterale Wärmeabfuhr sowie die Ausdehnung des Fluoreszenzspots im Vergleich zum Pumpspot aufgrund von Streuung. Die Ausdehnung des Fluoreszenzspots im Vergleich zum Pumpspot wird im Folgenden kurz als Spot-Expansion bezeichnet. Während die erhöhte laterale Wärmeabfuhr eines kleinen Spots theoretisch zu einem Anstieg der Strahldichte mit kleiner werdenden Spotgrößen führen sollte [107], [147], wirkt die Spot-Expansion dem entgegen. In der Literatur wurde bereits gezeigt, dass die Spot-Expansion über die Mikrostruktur des Leuchtstoffes anpassbar ist [109], [148], [149] und stark streuende Leuchtstoffe [107], [149] sowie eine hohe Absorption [110] die Spot-Expansion verringern. Für eine gegebene Leuchtstoff-

⁵Die spezifische Lichtausstrahlung entspricht dem Lichtstrom pro ausstrahlender Fläche.

probe und unterschiedliche Spotgrößen der Pumpstrahlung bleibt die Spot-Expansion allerdings annähernd konstant [109], [110], [146]. Ein offensichtlicher, aber nicht weniger wichtiger Schluss aus [146] ist, dass die benötigte Laserleistung zum Erreichen der maximalen Strahldichte mit steigender Spotgröße wächst.

Ein vielversprechendes Konzept, das Crytur spol.s.r.o. für einige ihrer Produkte⁶ nutzt, ist die Strahlmanipulation der vom Leuchtstoff emittierten Fluoreszenzstrahlung mit der Leuchtstoffgeometrie selbst. Dadurch ist Crytur spol.s.r.o. in der Lage, die Lambert-förmige Abstrahlung des Leuchtstoffes in einen Lichtkegel mit 8° Halbwertsbreite zu transformieren [17], [133], [150]. In dem Konzept kommen einkristalline Leuchtstoffe in Transmission zum Einsatz.

Neben der Steigerung der Strahldichte selbst ist es für abbildende optische System von Interesse, wenn die emittierende Fläche räumlich mit einer scharfen Kante begrenzt ist. Entweder wird das Volumen des Leuchtstoffes eingeschränkt und ein Leuchtstoffpartikel in der gewünschten Größenordnung genutzt oder es kommt eine Blende zum Einsatz. Die Beschränkung der Leuchtstoffgröße hat den Vorteil, dass nur Licht absorbiert und Verluste erzeugt werden, wenn das Licht auch weiterhin genutzt wird. Eine solche Anordnung, in der ein Leuchtstoff in eine stark streuende und nicht fluoreszierende Keramik eingebettet wurde, ist in [151] gezeigt. Eine Blende kann entweder rein absorbierend gestaltet sein oder die Strahldichte erhöhen, wenn Licht recycelt wird (englisch: Light Recycling). Hierbei wird die Lichtleistung, die nicht in der Etendue des folgenden optischen Systems enthalten ist, von einer Kammer über der Lichtquelle zurück auf die emittierende Fläche gelenkt und mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit in die

⁶www.crytur.com/products/monalight – next – generation – modular – narrow – angle – light

Etendue des folgenden optischen Systems gestreut. An dieser Stelle weist die Kammer eine Aussparung auf. Schultz [12] wendet diesen Ansatz auf eine LED an und steigert damit die Leuchtdichte um 20 - 40 %.

Die experimentelle Untersuchung von Design-Möglichkeiten im folgenden Unterkapitel konzentriert sich auf die Wärmeabfuhr auf der transmittierenden Seite, die Größe des Pumpspots sowie die Anbringung einer Blende. Eine aktive Kühlung wird nicht weiter betrachtet, da deren Wirkung bereits mehrfach demonstriert wurde und im finalen Produkt Zusatzkosten verursachen würde. Die Realisierung einer lateralen Wärmeabfuhr, die Herstellung eines Leuchtstoffpartikels sowie die Anpassung der Dicke einer Leuchtstoffprobe liegen im Einflussbereich des Herstellers und können an dieser Stelle nicht beliebig angepasst werden. Die Lichtformung mit dem Leuchtstoff selbst ist die Expertise von Crytur spol.s.r.o. und bedarf ebenfalls einiger Optimierung des Materials durch den Hersteller. Light Recycling zeigt nur ein geringes Potential und bedeutet im Produkt einen erheblichen Zusatzaufwand. Ebenso konnte beim Pulsbetrieb kein signifikantes Potential festgestellt werden. Außerdem besteht die Gefahr von Schwankungen, wenn sich die Lichtquelle nicht in einem eingeschwungenen Zustand befindet. Dagegen konnten Forschungsarbeiten einen deutlichen Effekt einer transparenten Scheibe auf der emittierenden Seite des Leuchtstoffes nachweisen. Da die Untersuchungen bisher vorwiegend mit Leuchtstoffen mit einer schlechten thermischen Leitfähigkeit, großen Dicke oder schlechtem Temperaturmanagement auf der nicht emittierenden Seite vorgenommen wurden, ist es interessant, den Effekt einer transmittierenden Scheibe an einem Leuchtstoff mit hoher thermischer Leitfähigkeit in Reflektion und guter Wärmeabfuhr zu untersuchen. Da die Größe des Pumpspots auf dem Leuchtstoff einen wesentlichen Einfluss auf die benötigte Laserleistung hat, wird dessen Einfluss ebenfalls experimentell untersucht. Insbesondere kleine Spotgrößen sind

interessant, weil diese zu geringeren Pumpleistungen führen. Speziell für die flexible Beleuchtungseinheit in Kapitel 8 ist ein emittierender Spot mit scharfen Kanten relevant. Daher soll auch die Anbringung einer Blende untersucht werden.

5.2.2 EINFLUSS DER GRÖSSE DES PUMPSPOTS

Es ist zu erwarten, dass die benötigte Laserleistung mit der Pumpspotgröße steigt. [146] Da sich die benötigte Pumpleistung auf die Kosten der Lichtquelle auswirkt und aus Komplexitätsgründen idealerweise nicht die Leistung einer einzelnen Laserdiode von 5 W übersteigen sollte, kommen im Gegensatz zu den Charakterisierungen in der Literatur [19], [107], [112] vergleichbar kleine Spotgrößen zum Einsatz. Die maximale Strahldichte sowie die benötigte Pumpleistung werden für Spots zwischen 100 μm und 280 μm charakterisiert. Unterhalb von 100 μm dominiert die Spot-Expansion und oberhalb von 280 μm muss immer mehr Pumpleistung für nur einen geringen Zuwachs der Strahldichte bei einer Eintrittspupille mit 150 μm Durchmesser aufgewendet werden. Ziel ist, eine optimale Spotgröße bezogen auf einen Kompromiss aus Strahldichte und Pumpleistung zu finden. Die Untersuchung der Spotgröße erfolgt am Beispiel des keramischen LuGaAG:Ce^{3+} -Leuchtstoffes.

Die Ergebnisse der Untersuchung sind in den Abbildungen 5.6 und 5.7 dargestellt. Der linke Graph der Abbildung 5.6 zeigt die Pumpleistung P_L , die benötigt wird, um die maximale Strahldichte des Leuchtstoffes zu erreichen, in Abhängigkeit der Spotgröße d_L der Pumpstrahlung auf dem Leuchtstoff. Die Messpunkte sind mit einer Exponentialfunktion der Form $y(x) = a \cdot \exp(b \cdot (x - x_0)) + y_0$ gefittet, wobei a , b , x_0 sowie y_0 die gefitteten Parameter sind. Wird das Diagramm zu kleinen Pumpspotgrößen extrapoliert, scheint es, als würde sich die

benötigte Pumpleistung für kleine Spots einem konstanten Wert annähern oder sich zumindest weniger stark ändern. Diese nur noch schwache Abhängigkeit der Pumpleistung von der Pumpspotgröße für kleine Pumpspots entspricht den Messergebnissen aus [146]. Eine mögliche Erklärung für die schwache Abhängigkeit zwischen Pumpleistung bei maximaler Strahldichte und Pumpspotgröße ist die konstante Spot-Expansion. Aufgrund dieser Expansion verteilt sich die Pumpleistung in einem größeren Leuchtstoffvolumen. [109], [110], [146]

Ist der Pumpspot in der Größenordnung der Expansion oder kleiner, dominiert die Spot-Expansion die Größe des Fluoreszenzspots. Unter Berücksichtigung der Konzentrationslöschung kann ebenfalls ein geringer Abfall der Pumpleistung zur Realisierung der maximalen Strahldichte mit fallender Pumpspotgröße erklärt werden. Mit kleiner werdenden Spots steigt bei gleicher Leistung ebenfalls die Konzentrationslöschung. Folglich nimmt die Effizienz des Leuchtstoffes ab und die maximale Strahldichte wird bei kleineren Leistungen erreicht.

Das mittlere Diagramm in Abbildung 5.6 trägt die Bestrahlungsstärke E_L bei maximaler Strahldichte über dem Durchmesser des Pumpspots d_L auf. Es erfolgt erneut ein Fit einer Exponentialfunktion. Der Fit zeigt, dass sich die benötigte Bestrahlungsstärke für große Pumpspotgrößen einem konstanten Bestrahlungsstärkelimit annähert. Da die meisten wissenschaftlichen Arbeiten sowie auch Produktspezifikationen von eher großen Pumpspots ausgehen, werden oft Grenzwerte der Bestrahlungsstärke zur Beschreibung der Leuchtstoffproben genutzt. [112], [131], [152], [153] Die vorgestellten Messergebnisse zeigen deutlich, dass es zur Charakterisierung eines Leuchtstoffes relevant ist zu wissen, ob sich der Pumpspot im Bereich konstanter Pumpleistung, konstanter Bestrahlungsstärke oder zwischen beiden Bereichen befin-

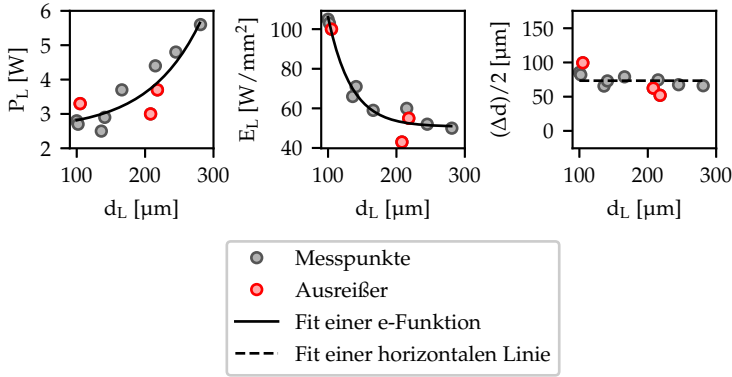


Abbildung 5.6: Einfluss der Größe des Pumpspots auf die Pumpleistung, Bestrahlungsstärke sowie Spot-Expansion am Bestrahlungsstärkelimit, d_L bezeichnet den Durchmesser des Pumpspots und $(\Delta d)/2$ die Spot-Expansion des Radius.

det. Die Lage dieser Bereiche hängt von den Leuchtstoffeigenschaften ab und ist daher für jeden Leuchtstoff unterschiedlich. Für kleinere Pumpspotgrößen steigt die benötigte Bestrahlungsstärke immer stärker an.

Die Messergebnisse im rechten Diagramm der Abbildung 5.6 zeigen eine geringe Abhängigkeit der Spot-Expansion von der Pumpspotgröße und sind daher mit einer horizontalen Linie gefittet. Die Spot-Expansion beträgt ungefähr 75 μm radial. Die über die Pumpspotgröße konstante Spot-Expansion entspricht den Erkenntnissen aus der Literatur. [109], [110], [146]

Abbildung 5.7 zeigt links die maximal erreichbare Strahldichte L sowie rechts die maximal erreichbare Strahldichte pro Pumpleistung L/P_L

in Abhängigkeit der Pumpspotgröße d_L sowie der Eintrittspupille⁷ d_E eines gedachten, sich anschließenden optischen Systems. Die variable Eintrittspupille repräsentiert verschiedene mögliche optische Systeme. Um den Trend besser in den farbcodierten Darstellungen visualisieren zu können, wurden die drei in Abbildung 5.6 markierten Ausreißer in den farbcodierten Darstellungen entfernt. Da die Messpunkte in den drei Diagrammen der Abbildung 5.6 aus denselben Messungen hervorgehen, sind Ausreißer in einem Diagramm in allen Diagrammen als solche markiert.

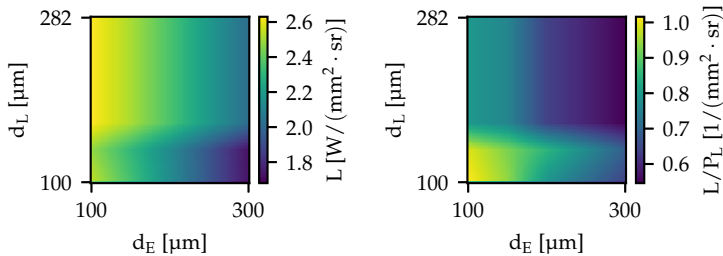


Abbildung 5.7: Einfluss der Größe des Pumpspots d_L auf die Strahldichte L (links) sowie die Strahldichte pro Pumpleistung L/P_L (rechts) am Bestrahlungsstärkelimit, d_E bezeichnet den Durchmesser der Eintrittspupille des folgenden optischen Systems.

Das linke Diagramm in Abbildung 5.7 zeigt, dass die höchste Strahldichte für die kleinste Eintrittspupille erreicht wird. Der Grund für die mit dem Durchmesser der Eintrittspupille abfallende Strahldichte liegt darin, dass über eine größere Fläche gemittelt wird und das

⁷Die Eintrittspupille eines optischen Systems ist die Fläche auf dem Leuchtstoff, deren Strahlung im optischen System genutzt wird. Alle Strahlen, die nicht durch die Eintrittspupille gehen oder dort starten, werden durch eine Apertur im optischen System geblockt. [154, Kapitel 4.6.2]

Fluoreszenzprofil einer Gaußverteilung folgt. Der Nachteil einer kleinen Eintrittspupille liegt in einem geringen Sammlungswirkungsgrad.

Weiterhin ist in dem Diagramm zu sehen, dass die erreichbare Strahldichte mit dem Durchmesser der Pumpstrahlung zunimmt. Über den gesamten Messbereich $d_L \in [100 \mu\text{m}, 280 \mu\text{m}]$ steigt die Strahldichte für $d_E = 250 \mu\text{m}$ um ungefähr 30 % an. Für die kleinste untersuchte Eintrittspupille $d_E = 100 \mu\text{m}$ scheint die Strahldichte für größer werdende Pumpspotgrößen allerdings ab ca. $d_L = 220 \mu\text{m}$ in eine Sättigung zu laufen. Daraus lässt sich folgern, dass es sich nicht lohnt, die Pumpspotgröße über einen bestimmten Durchmesser weiter zu erhöhen. Ab dieser bestimmten Größe fordert ein geringer Anstieg der Strahldichte eine deutliche Erhöhung der Pumpleistung. Die Eintrittspupille des optischen Systems sowie die Pumpspotgröße müssen daher aufeinander abgestimmt werden.

In die Abhängigkeit zwischen erreichbarer Strahldichte und Pumpspotgröße gehen mehrere Effekte ein. Erstens gewinnt die laterale Wärmeabfuhr mit kleiner werdenden Spots an Bedeutung, da das Verhältnis aus Umkreis des Spots zu dessen Fläche zunimmt [147]. Durch die zusätzliche laterale Wärmeeabfuhr ist mit einer Abnahme der Strahldichte mit wachsenden Pumpspotgrößen zu rechnen. Da diese Abnahme experimentell nicht nachgewiesen werden konnte, muss es mindestens einen weiteren, gegenläufigen Effekt geben.

Dieser zweite Effekt ist die Spot-Expansion. In der Literatur sowie im Experiment wurde festgestellt, dass der Fluoreszenzspot unabhängig von der Pumpspotgröße immer radial um einen festen Abstand, im vorliegenden Experiment ca. $75 \mu\text{m}$, größer als der Pumpspot ist. Folglich verkleinert sich der Fluoreszenzspot für kleine Pumpspotgrößen nicht mehr so schnell wie der Pumpspot, was den ersten Effekt mindert.

Darüber hinaus kann neben der thermischen Löschung ebenfalls als dritter Effekt Konzentrationslöschung auftreten, wenn die Bestrahlungsstärke zunimmt und damit mehr Ce^{3+} -Aktivatoren auf kleinem Raum angeregt sind. In der Literatur wurde nachgewiesen, dass für YAG:Ce^{3+} eine messbare Konzentrationslöschung bei 100 W/mm^2 auftritt. [111]

Schließlich gibt es noch einen vierten Effekt, der für die gemittelte Strahldichte, nicht jedoch für das räumliche Maximum der Strahldichte relevant ist. Die Mittelung der Strahldichte, die örtlich mit einer Gaußverteilung beschrieben werden kann, erfolgt über die Eintrittspupille. Solange der Fluoreszenzspot, dessen Halbwertsbreite durch die Pumpspotgröße definiert wird, nicht deutlich größer als die Eintrittspupille ist, wird die erreichbare Strahldichte mit der Pumpspotgröße wachsen, bis die Eintrittspupille sich in der Nähe des Mittelwertes der Gaußkurve befindet. Da die Steigung nahe dem Mittelwert der Gaußkurve fast Null ist, tritt für noch größer werdende Pumpspotgrößen eine Sättigung der maximal erreichbaren Strahldichte über die Pumpspotgröße auf. Abbildung 5.8 illustriert diesen Zusammenhang.

Weil im Design einer Lichtquelle die notwendige Pumpleistung eine wichtige Rolle hinsichtlich der Komplexität sowie der Kosten spielt, ist nicht nur die Strahldichte, sondern auch das Verhältnis aus Strahldichte zu Pumpleistung eine interessante Größe. Diese Größe zeigt das rechte Diagramm in Abbildung 5.7. Für kleine Pumpspotgrößen ist das Verhältnis aus Strahldichte zu Pumpleistung am besten. Da die Strahldichte für große, die Strahldichte pro Pumpleistung allerdings für kleine Pumpspots maximal ist, gibt es für jede Anwendung ein Optimum. Bei gegebener Eintrittspupille kann entweder für eine gegebene Pumpleistung, beispielsweise 5 W einer einzelnen Laserdiode, die Pumpspotgröße gefunden werden, welche die Strahldich-

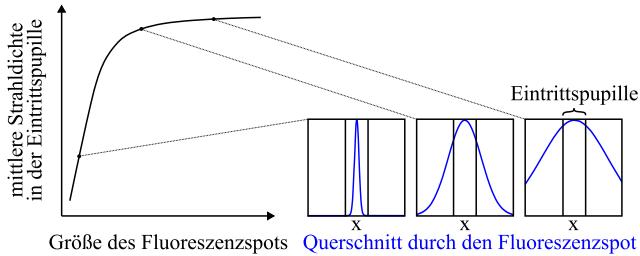


Abbildung 5.8: Integration der Strahldichte über die Eintrittspupille in Abhängigkeit der Größe des Fluoreszenzspots, die eingelassenen Diagramme zeigen die Querschnitte verschieden großer Fluoreszenzspots sowie eine unveränderte Eintrittspupille zwischen den zwei vertikalen Linien.

te maximiert, oder für eine gegebene Strahldichteanforderung die Pumpspotgröße gefunden werden, welche die Pumpleistung minimiert.

5.2.3 EINFLUSS EINER SAPHIRSCHEIBE AUF DER TRANSMITTIERENDEN SEITE

Um die Wärmeableitung auf der transmittierenden Seite zu verbessern, wird eine Saphirscheibe auf die LuGaAG:Ce^{3+} -Leuchtstoffprobe gelegt und mit vier Schrauben inklusive Unterlagscheiben auf dem Leuchtstoff wie in Abbildung 5.9 dargestellt befestigt. Die Saphirscheibe weist eine Dicke von 0,5 mm, einen Durchmesser von 13 mm und einen Brechungsindex von 1,77 auf und besitzt keine Antireflexbeschichtung. Tabelle 5.2 enthält die Herstellerbezeichnung der Saphirscheibe mit Index (15).

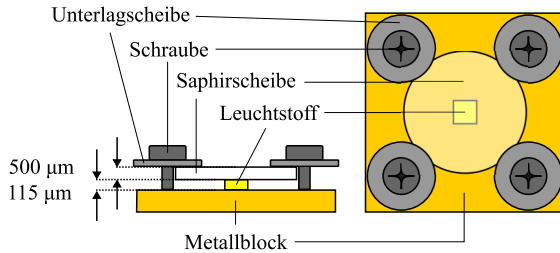


Abbildung 5.9: Anbringung der Saphirscheibe auf dem Leuchtstoff, links als Seiten- und rechts als Draufsicht, die Skizze ist nicht maßstabsgetreu.

Aufgrund der unterschiedlichen Transmission für transversal-elektrisch (TE)- und transversal-magnetisch (TM)-polarisierte Strahlung an einer Grenzfläche und der starken Polarisation der Laserdioden werden zwei unterschiedliche Polarisationsrichtungen getestet. Praktisch ist dies durch eine Rotation der Laserdioden um 90° realisierbar. Zusätzlich ist der Einfallswinkel der Pumpstrahlung mit 60° nahe dem Brewster-Winkel des Übergangs von Saphir und Luft gewählt.

Abbildung 5.11 zeigt die Ergebnisse der Untersuchung. Der Vergleich der erreichten Strahldichte zwischen dem Leuchtstoff ohne Saphirscheibe im obersten Balken mit dem Leuchtstoff mit Saphirscheibe im zweiten Balken von oben veranschaulicht, dass die Saphirscheibe nur einen geringen Effekt auf die maximal erreichte Strahldichte hat. Bei diesem Ergebnis müssen allerdings noch die Verluste durch Fresnelreflexion berücksichtigt werden. In Richtung des Detektors betragen diese unter Annahme eines Luftspalts zwischen Leuchtstoff und Saphirscheibe 15 % und in Hauptabstrahlrichtung immer noch

mehr als 14 %. Mit einer Antireflexbeschichtung ist eine Saphirscheibe daher nicht nur relevant für Anordnungen mit mäßigem Temperaturmanagement wie in [115], [142], [144], [145] gezeigt, sondern auch für Leuchtstoffe in Reflexion mit hoher thermischer Leitfähigkeit sowie guter Anbindung an eine Wärmesenke. Der Vorteil der Saphirscheibe zeigt sich allerdings besonders, wenn das Temperaturmanagement sonst eher mäßig ist.

Es fällt weiterhin auf, dass die benötigte Pumpleistung mit Saphirscheibe deutlich ansteigt. Dieser Effekt ist erneut auf Fresnelreflexionen an den Übergängen zwischen Saphir und Luft zurückzuführen. Bewiesen wird die These durch eine Anregung mit vorwiegend TM-Polarisation im dritten Balken der Abbildung 5.11. Die TM-polarisierte Strahlung erfährt nahe dem Brewster-Winkel eine höhere Transmission. So ist es möglich, die Fresnelreflexion deutlich zu verringern. Selbst bei einem größeren Pumpspot reicht eine niedrigere Leistung als für TE-polarisierte Strahlung aus, um das Strahldichte-Maximum zu erreichen.

5.2.4 EFFEKT EINER BLENDE

Mit dem Ziel, die emittierende Fläche zu definieren und den Gradienten zwischen hell und dunkel im Vergleich zum Gauß-Profil zu erhöhen, wurde der Einsatz einer Blende untersucht. Ein klar abgegrenztes Spotprofil ist insbesondere für die Applikation in Kapitel 8 relevant. Zum Einsatz kommt eine Edelstahlfolie mit einer Stärke von 25 μm , in die mittig mittels Laserschneiden eine kreisförmige Aussparung mit einem Durchmesser von 300 μm geschnitten ist. Diese Folie klemmt zwischen Saphirscheibe und dem LuGaAG:Ce^{3+} -Leuchtstoff. Die Saphirscheibe verhindert, dass sich die dünne Folie verformt und den Kontakt zum Leuchtstoff verliert. Neben der Abweichung von

der idealen Blendenposition hat eine solche Verformung ebenfalls zur Folge, dass die Folie in den Laserstrahl kommen kann und sich gleichzeitig die thermische Anbindung an den Leuchtstoff löst. Beides führt dazu, dass die Folie teilweise aufschmilzt.

Abbildung 5.10 zeigt den resultierenden Fluoreszenzspot in Falschfarbendarstellung (rechts) und vergleicht diesen mit dem Fluoreszenzspot aus Abbildung 5.4 (links). Es ist erwähnenswert, dass der Pumpspotdurchmesser des Fluoreszenzspots mit Blende mit $120\text{ }\mu\text{m}$ sogar $20\text{ }\mu\text{m}$ größer als der Pumpspot des gezeigten Fluoreszenzspots ohne Blende ist. Es kann gefolgert werden, dass die Blende effektiv die Form des Fluoreszenzspots definiert und die Fluoreszenz der restlichen Leuchtstofffläche abschirmt.

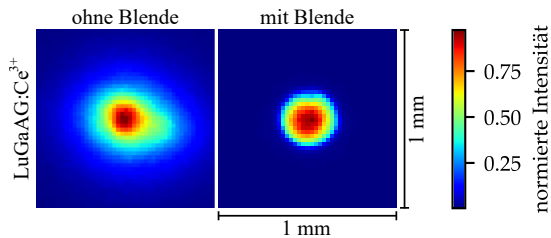


Abbildung 5.10: Vergleich der Fluoreszenzspots mit und ohne Blende in Falschfarbendarstellung normiert auf jeweils die maximale Intensität eines Bildes, beide Spotprofile haben dieselbe Größenskala. Der Fluoreszenzspot ohne Blende ist aus Abbildung 5.4.

Abbildung 5.11 trägt die erreichte Strahldichte im untersten Balken auf. Im Vergleich zum Leuchtstoff mit Saphirscheibe ohne Blende minimiert die Blende die maximal erreichbare Strahldichte. Ein Grund könnte der vergrößerte Abstand zwischen Saphirscheibe und Leuchtstoff sein, der den thermischen Widerstand zur Saphirscheibe erhöht.

Zudem bildet sich ein Raum zwischen Saphirscheibe und Leuchtstoff, der durch die Blende begrenzt wird. Da dieser Raum abgeschlossen ist, kann keine Energie durch Konvektion abgeführt werden.

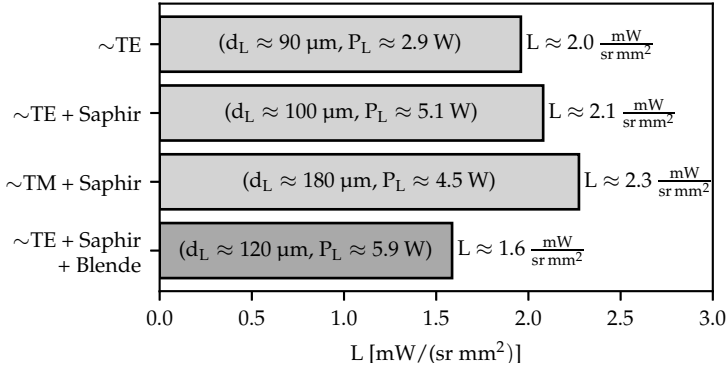


Abbildung 5.11: Einfluss einer Saphirscheibe und einer Blende

5.2.5 FAZIT

Im vorliegenden Unterkapitel 5.2 wurde der Effekt der Pumpspotgröße, der Einfluss einer Saphirscheibe auf der transmittierenden Seite eines Leuchtstoffes sowie der Einsatz einer Blende auf dem Leuchtstoff untersucht.

Aus den Untersuchungen geht hervor, dass die maximale Strahldichte bei kleiner werdenden Spots bei einer konstanten Pumpleistung erreicht wird, während für große Pumpspotgrößen die maximale Strahldichte einem Bestrahlungsstärkelimit der Pumpstrahlung auf dem

Leuchtstoff unterliegt. Das Bestrahlungsstärkelimit ist eine geläufige Kenngröße, um die Leistungsfähigkeit von LERP zu beschreiben. Ob ein Spot „groß“ oder „klein“ ist, hängt von den Leuchtstoffeigenschaften ab und ist für jeden Leuchtstoff individuell zu beurteilen. Weiterhin bestätigt die Untersuchung der Pumpspotgröße die Erkenntnisse aus der Literatur, dass die Spot-Expansion von Pumpspot zu Fluoreszenzspot unabhängig von der Pumpspotgröße ist. Im untersuchten Fall ist der Fluoreszenzspot im Durchmesser 150 μm größer als der Pumpspot. Die höchste Strahldichte wird bei der kleinsten Eintrittspupille und dem größten Pumpspot erreicht. Da die Strahldichte für Pumpspots, die deutlich größer als die Eintrittspupille sind, zu sättigen scheint und die Strahldichte pro eingesetzter Pumpleistung für kleine Pumpspots am höchsten ist, scheint es sinnvoll, die Pumpspotgröße auf die Eintrittspupille des folgenden optischen Systems zu optimieren. So lässt sich die benötigte Laserleistung reduzieren.

Die Nutzung einer Saphirscheibe auf der emittierenden Seite des Leuchtstoffes liefert im Experiment vergleichbare Ergebnisse zu einem Leuchtstoff ohne Saphirscheibe. Weil ungefähr 14 % der emittierten Fluoreszenzstrahlung an den Grenzflächen zwischen Saphir und Luft reflektiert werden, besteht die Möglichkeit, das Potential einer Saphirscheibe auf dem Leuchtstoff durch eine Antireflexbeschichtung nutzbar zu machen. Bei dem Einsatz einer Saphirscheibe ohne Antireflexbeschichtung empfiehlt sich die Anordnung der Laserdioden unter dem Brewster-Winkel und der Einsatz von TM-Polarisation, um so Fresnelreflexionen der Pumpstrahlung zu minimieren und so weniger Laserleistung bereitstellen zu müssen.

Das Spotprofil der Fluoreszenzstrahlung eines Leuchtstoffes mit Blende zeigt, dass mit einer Blende auf dem Leuchtstoff ein Spotprofil mit scharfen Übergängen generiert werden kann. Die vorgestellte Konfiguration verringert allerdings die Strahldichte um etwa 24 %. Alternative

Realisierungsmöglichkeiten einer Blende umfassen die Aufbringung eines reflektierenden Films direkt auf den Leuchtstoff sowie die Isolation eines Leuchtstoffes mit gewünschter Größe der emittierenden Fläche. Ob diese Varianten die Strahldichte weniger beeinträchtigen, muss in folgenden Arbeiten untersucht werden.

Für die effektive Auslegung einer Lichtquelle dienen die vorgestellten Ergebnisse als Nachschlagewerk. Insbesondere die Diagramme in Abbildung 5.7 helfen, für eine gegebene Eintrittspupille in Abhängigkeit der verfügbaren Laserleistung und zu erreichenden Strahldichte eine geeignete Pumpspotgröße zu ermitteln. Die Erkenntnisse aus dem vorliegenden Unterkapitel 5.2 fließen in den Aufbau der flexiblen Beleuchtungsoptik in Kapitel 8 ein. Obwohl der Einsatz einer Saphirscheibe sowie einer Blende vielversprechend ist, wird im Folgenden aufgrund anstehender Optimierungen auf deren Einsatz verzichtet.

Kapitel 6

KONZEPTE ZUR AUSWAHL DER ANREGUNGSSTRAHLUNG

Ziel dieses Kapitels ist die Identifikation zweier Konzepte zur Auswahl der Anregungsstrahlung, um das Potential einer hohen Strahldichte demonstrieren zu können. Damit adressiert das Kapitel Unterfunktion 2) aus Kapitel 3.1. Ein Konzept soll dabei insbesondere realisierbar sein, um eine prototypische Umsetzung eines Leuchtstoff-basierten Beleuchtungssystems mit erweitertem Funktionsumfang zu gewährleisten, das auf dem Potential einer hohen Strahldichte basiert. Ein weiteres Konzept darf ein höheres Risiko bieten, soll dafür aber das Potential einer hohen Strahldichte direkt herausstellen. Die Konzeptionierung des optischen Systems besteht aus der Konzepterstellung in Unterkapitel 6.1 sowie deren Bewertung in Unterkapitel 6.2.

6.1 KONZEPTERSTELLUNG

Aus dem morphologischen Kasten aus Abbildung 3.2 resultieren durch Kombination der Realisierungsmöglichkeiten zu 2.1) und 2.2) elf Konzepte. Die Anzahl der Konzepte sinkt, wenn vorausgesetzt wird, dass eine Strahlvereinigung mit einem mechanischen Spiegel nur dann sinnvoll ist, wenn ebenfalls zur Anwahl von Leuchtstoffen ein mechanischer Spiegel zum Einsatz kommt. Wie in der Erfindung [59]

beschrieben, lässt sich nämlich ein mechanischer Spiegel einsparen, indem sowohl die Pump- als auch die Fluoreszenzstrahlung über denselben Spiegel gelenkt wird. Umgekehrt gilt die Einschränkung allerdings nicht, da die Pumpstrahlung meist eine kleinere Etendue aufweist als die Fluoreszenzstrahlung, insbesondere bei Laseranregung, und so eventuell nur zur Anwahl, nicht jedoch zur Vereinigung, ein Mikrospiegel genutzt werden kann. Ähnliches gilt für die holografische Auswahl und Vereinigung, allerdings umgekehrt. Im Gegensatz zur Anwahl mit einem mechanischen Spiegel weist die holografische Anwahl von Leuchtstoffen einen deutlich geringeren Reifegrad auf als die holografische Vereinigung. Aus diesem Grund macht es zwar Sinn, die holografische Strahlvereinigung mit allen anderen Realisierungsmöglichkeiten zu kombinieren, die holografische Anwahl allerdings nur, wenn diese mit der holografischen Vereinigung vorteilhaft kombiniert wird.

Konzept 1 und 2 umfassen die mechanische Verschiebung auf Zentimeter- bzw. Millimeter- sowie Mikrometerbasis. Konzept 3 sieht vor, alle Leuchtstoffe mit einer individuellen Pumplichtquelle anzuregen und die Strahlengänge mit drei dichroitischen Spiegeln sowie einem breitbandigen Spiegel zu vereinigen. Konzept 4 unterscheidet sich von Konzept 3, indem dieses anstelle dichroitischer Spiegel Hologramme zur Strahlvereinigung nutzt. Konzepte 5, 6 und 7 kombinieren einen mechanischen Spiegel zur Anwahl eines Strahlengangs mit Leuchtstoff mit dichroitischen Spiegeln, Hologrammen oder einem mechanischen Spiegel zur Strahlvereinigung. Vorzugsweise wird Konzept 7, das zur Anwahl als auch zur Vereinigung der Strahlengänge einen mechanischen Spiegel vorsieht, mit nur einem mechanischen Spiegel ausgeführt. Konzept 8 entspricht Konzept 4, ersetzt die Vielzahl an Pumplichtquellen jedoch durch die holografische Anwahl der Strahlengänge. Dieses Konzept lässt sich dabei vorteil-

haft entsprechend der Erfindung [58] mit Multiplex-Hologrammen ausführen.

Die Konzeptbewertung im folgenden Unterkapitel geht davon aus, dass alle Konzepte, die einen mechanischen Spiegel nutzen, diesen als Mikrospiegel realisieren. Außerdem gilt die Annahme, dass Konzepte mit dichroitischen Spiegeln oder Hologrammen keine zusätzlichen spektralen Filter verwenden. Diese Entscheidung reduziert die Kosten.

Damit die Konzepte weniger abstrakt wirken und im Folgenden einfacher voneinander unterscheidbar sind, wird für jedes Konzept eine Skizze angefertigt, die eine mögliche, anschauliche aber nicht notwendigerweise optimale Umsetzung zeigt. Die Skizzen sind in Abbildung 6.1 dargestellt und die Komponenten in Abbildung 6.2 erklärt.

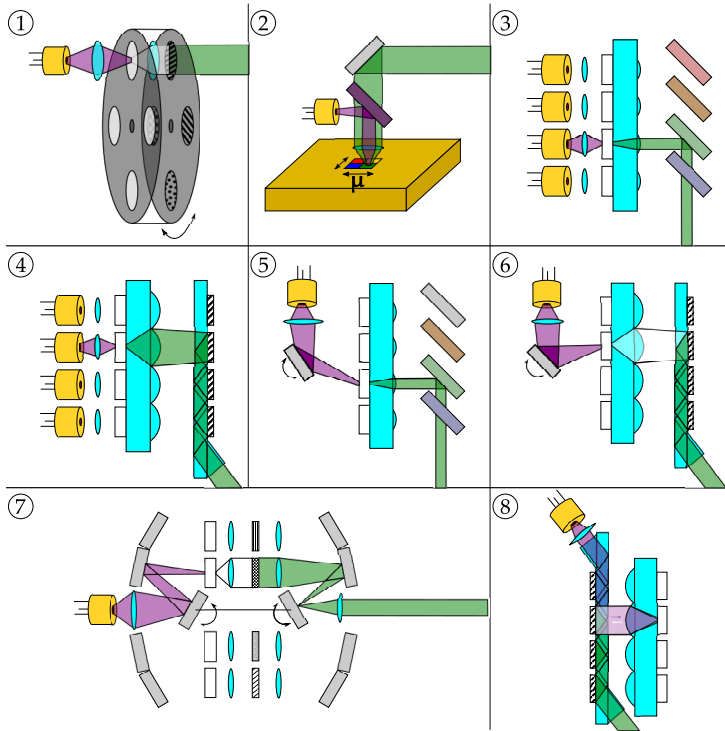


Abbildung 6.1: Skizze der Konzepte, die zur Auswahl der Anregungsstrahlung in Frage kommen, eine Legende ist in Abbildung 6.2 abgebildet.

	Pumplichtquelle
	beliebiger und spektral selektiver Leuchtstoff
	Pump-, Fluoreszenz- und gefilterte Fluoreszenzstrahlung
	Linse und Wellenleiter
	konventioneller Spiegel
	mechanischer Spiegel
	Interferenzfilter
	Hologramm
	dichroitische Spiegel

Abbildung 6.2: Legende zu Abbildung 6.1

6.2 KONZEPTBEWERTUNG

Ziel der Konzeptbewertung ist die Identifikation zweier Konzepte nach den zu Beginn des Kapitels genannten Kriterien. Als Methode kommt ein paarweiser Vergleich von Anforderungen sowie eine Pugh-Matrix zum Einsatz.

Der erste Schritt besteht darin, messbare Anforderungen zu formulieren, an denen die Konzepte bewertet werden. Diese bestehen aus

- Reifegrad von Technologie und Komponenten,
- Wirkungsgrad,
- Komplexität,
- Flexibilität,
- Miniaturisierungspotential
- sowie Kosten.

Der Reifegrad von Technologie und Komponenten bezieht sich insbesondere auf die Verfügbarkeit erprobter Bauelemente und den Entwicklungsstand von Komponenten, die noch nicht am Markt verfügbar sind. Unter Wirkungsgrad verstehen sich alle Verluste im optischen System, angefangen von Reflexions- und Absorptionsverlusten bis hin zu Verlusten, die durch spektrale Filterung entstehen. In die Anforderung Komplexität fließt insbesondere der Justageaufwand neben der Lebensdauer ein. Flexibilität bedeutet, dass das System erweiterbar und modifizierbar ist sowie auf technische Schwierigkeiten reagieren kann. Insbesondere ist es vorteilhaft, wenn Leuchtstoffe sowie die spektrale Filterung nachträglich anpassbar sind, um auf geänderte Anforderungen des Gesamtsystems des Analysegerätes sowie auf

Neuerungen am Markt reagieren zu können. Beim Miniaturisierungspotential geht es um den Bauraum, den die Beleuchtungseinheit in einem Produkt einnehmen würde. Mit Kosten sind die perspektivischen Kosten mit Blick auf das Produkt gemeint. Wie in Unterkapitel 2.3 kommt den Kosten eine besondere Rolle zu. Diese gehen nicht in die Pugh-Matrix ein, sondern werden genutzt, um die Performanz eines Konzeptes gegen dessen Kosten aufzutragen.

Im zweiten Schritt kommt der paarweise Vergleich der Anforderungen zum Einsatz. Dieser dient dazu, die Bedeutung der Anforderungen zu definieren und zu quantifizieren. Jede Anforderung steht im paarweisen Vergleich jeder anderen Anforderung genau ein Mal gegenüber und es wird auf einer Skala von $[-3, -1, 0, 1, 3]$ entschieden, ob die Anforderung viel wichtiger (3), wichtiger (1), gleich wichtig (0), weniger wichtig (-1) oder deutlich weniger wichtig (-3) als die verglichene Anforderung ist. Da die Summe aller Einträge einer Anforderung negativ sein kann, erfolgt die Addition der schlecht-möglichsten Bewertung für jede Anforderung. Auf Basis dieses Wertes berechnet sich der prozentuale Wert, der mit der Wichtigkeit der Anforderung skaliert. Der paarweise Vergleich erfolgt für beide Ziele, ein realisierbares Konzept sowie ein Konzept mit hohem Potential zu identifizieren. Tabellen 6.1 und 6.2 zeigen die Vergleiche. Die Spalte „Wichtigkeit“ geht jeweils direkt als die Gewichtung der Anforderungen in die Pugh Matrix ein.

Der nächste Schritt umfasst die Aufstellung der Pugh-Matrix inklusive der Bewertung aller Konzepte. Die mechanische Verschiebung, Konzept 1, stellt das Referenzkonzept dar. Die Bewertung erfolgt Anforderung für Anforderung und ist im Folgenden zusammengefasst. Da die mechanische Verschiebung ein vielfach und unter anderem in der Beispielanwendung, dem Vivalytic-Analysegerät, genutztes Konzept ist, muss die Bewertung der anderen Konzepte hinsichtlich

Tabelle 6.1: Paarweiser Vergleich der Anforderungen mit dem Ziel, ein realisierbares Konzept mit geringem Risiko zu identifizieren

	Reifegrad	Wirkungsgrad	Komplexität	Flexibilität	Miniaturisierung	Summe	Summe + 12	Wichtigkeit
Reifegrad	-					3	15	25,0 %
Wirkungsgrad	-1	-				-4	8	13,3 %
Komplexität	0	1	-			3	15	25,0 %
Flexibilität	1	3	1	-		8	20	33,3 %
Miniaturisierung	-3	-1	-3	-3	-	-10	2	3,3 %

des Reifegrades entsprechend negativ ausfallen. Alle Konzepte, die Hologramme verwenden, die zwar in einigen Forschungsarbeiten demonstriert wurden, aber noch nicht als Standardprodukt mit beliebiger Funktion erhältlich sind, bekommen daher einen einfachen Abzug. Wenn zusätzlich noch eine neue Idee umgesetzt werden soll, wie beispielsweise in Konzept 8, erhält das Konzept einen dreifachen Abzug. Ebenfalls soll es einen einfachen Abzug geben, wenn ein Konzept einen Mikrospiegel enthält, da ein solcher Spiegel im nicht-resonanten Betrieb arbeiten muss und gleichzeitig eine große Ablenkung aufweisen soll. Diese Anforderungen müssen im Detail für das konkrete Konzept geklärt werden.

Im Referenzkonzept gibt es keine signifikanten Verluste. Daher können alle weiteren Konzepte beim Wirkungsgrad nur negative Einträge erhalten. Einen Abzug erhält insbesondere Konzept 7, da hier Fluoreszenzstrahlung über einen Mikrospiegel geleitet werden soll. Der

Tabelle 6.2: Paarweiser Vergleich der Anforderungen mit dem Ziel ein Konzept zu identifizieren, welches das Potential der hohen Strahldichte hervorhebt

	Reifegrad	Wirkungsgrad	Komplexität	Flexibilität	Miniaturisierung	Summe	Summe + 12	Wichtigkeit
Reifegrad	-					-4	8	13,3 %
Wirkungsgrad	1	-				2	14	23,3 %
Komplexität	0	-1	-			-4	8	13,3 %
Flexibilität	0	-1	0	-		-2	10	16,7 %
Miniaturisierung	3	1	3	1	-	8	20	33,3 %

Mikrospiegel limitiert die Etendue und lässt daher nur einen bestimmten Anteil der Fluoreszenzstrahlung passieren. Weiterhin erhält Konzept 8 einen Abzug, da das Multiplexing zweier Funktionen in einem holografischen Film zu Verlusten führt. Alternativ können die Funktionen auf mehrere hintereinanderliegende holografischen Filme verteilt werden. In dem Fall führt die zusätzliche Grenzschicht zwischen den holografischen Filmen, insbesondere bei flachem Einfallswinkel, zu Verlusten und zusätzlichen Kosten.

Die Komplexität eines Konzeptes verringert sich im Vergleich zum Referenzkonzept um einen Punkt, wenn keine mechanisch beweglichen Teile verwendet werden. Hierbei zählen Mikrospiegel und eine Piezo-Aktorik nicht als bewegliches Teil. Einen Abzug gibt es, wenn das Konzept empfindlich gegenüber Justagefehlern in Position und Winkel ist. Je mehr Bauteile betroffen sind, desto höher der Abzug zwischen -1 und -3.

In Bezug auf Flexibilität ist das Referenzkonzept ideal, da sowohl Filter wie auch Leuchtstoffe austauschbar sind. Insbesondere Konzept 2 erfährt hier einen Abzug von -3, weil nur ein einziger Filter, wie beispielsweise ein Multibandpassfilter, im Strahlengang platziert werden kann. Der Grund wurde bereits in Unterkapitel 3.3 erläutert. Da die Möglichkeit, Filter zu wechseln, bei Konzept 2 entfällt, fordert das Konzept spektral selektive Leuchtstoffe. Daneben erhalten Konzepte mit dichroitischen Spiegeln einen einfachen Abzug, da die Breite des spektralen Bandes nicht oder nur durch zusätzliche Filter anpassbar ist. Ebenso erfahren Konzepte mit holografischer Filterung einen einfachen Abzug, da die spektrale Breite eines holografischen Filters durch das verwendete Material vorgegeben ist und nur durch dessen Austausch oder unter Verlusten zusätzlich verbreitert werden kann.

Das Referenzkonzept mit mechanischer Wechseleinheit nimmt den größten Bauraum unter allen vorgestellten Konzepten ein. Die Konzepte erhalten aus diesem Grund einen Vorteil von +3, von dem für die Wellenlängenregelung in Konzept 8 nochmals zwei sowie für mehrere Laser, einen Mikrospiegel, dichroitische Spiegel, die Piezo-Aktorik in Konzept 2 sowie viele passive optische Elemente wie in Konzept 7 jeweils ein Punkt abgezogen werden. Lediglich die kompakte Bauform von Hologrammen, die bereits eine fokussierende und kollimierende Funktion einer Linse übernehmen können, soll zu keinem Abzug führen.

Die Kostenschätzung zählt alle Komponenten zusammen und weist holografischen Elementen den Wert 1, Pumplichtquellen den Wert 2, spektralen Filtern, dichroitischen Spiegeln, Mikrospiegeln, Piezo-Aktoren und einer Wellenlängenregelungen den Wert 3 sowie mechanischen Komponenten den Wert 5 zu.

Mit dieser Bewertung und unter Berücksichtigung der gewichteten Anforderungen im Sinne der Realisierbarkeit aus Tabelle 6.1 ergibt sich die Pugh-Matrix in Tabelle 6.3. Die Anforderungen, gewichtet mit dem Ziel, das Potential einer hohen Strahldichte zu zeigen, führen zur Pugh-Matrix in Tabelle 6.4.

Abbildungen 6.3 und 6.4 tragen die Ergebnisse aus der Pugh-Matrix 6.3 sowie 6.4 über die geschätzten Kosten des jeweiligen Konzeptes auf. Da die Kosten unabhängig von der Anforderung nach Realisierbarkeit oder Potential sind, befinden sich die Konzepte in beiden Abbildungen an derselben x-Position. Es ist ersichtlich, dass das Referenzkonzept 1 mit den höchsten Kosten einhergeht.

Ist Realisierbarkeit das Ziel, ist das Referenzkonzept in Tabelle 6.3 am höchsten bewertet und befindet sich daher in Abbildung 6.3 an der höchsten y-Position. Da für die Umsetzung eines realisierbaren Konzeptes lediglich wichtig ist, dass die Kosten des Standes der Technik nicht erheblich überschreiten, der selbst durch das Referenzkonzept gegeben ist, fällt die Wahl auf Konzept 1.

Ist Realisierbarkeit weniger wichtig, dafür allerdings das Potential eines Konzeptes, eine hohe Strahldichte zur Miniaturisierung zu nutzen, ist die Bewertung aus Tabelle 6.4 relevant, die zum Diagramm in Abbildung 6.4 führt. Am besten bewertet ist Konzept 4, dicht gefolgt von Konzept 6. Auch wenn Konzept 6 verspricht, kostengünstiger realisierbar zu sein, verfolgt die Arbeit Konzept 4, da es um das höchstmögliche Potential und nicht vorrangig eine Kostenreduktion geht.

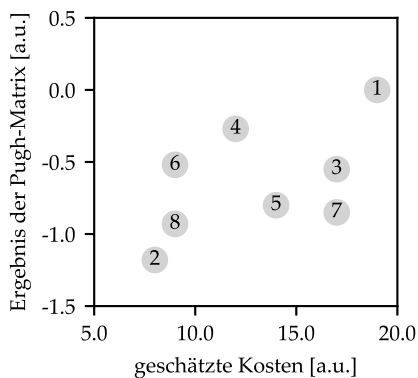


Abbildung 6.3: Einordnung der Konzepte zur Auswahl der Anregungsstrahlung anhand der Bewertung hinsichtlich eines geringen Risikos sowie der Kosten

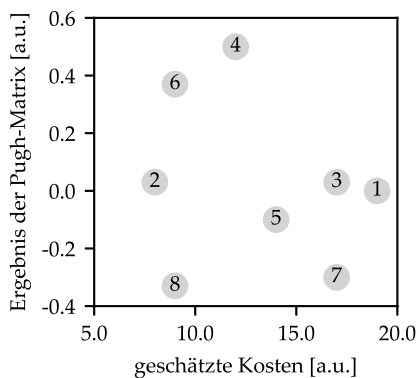


Abbildung 6.4: Einordnung der Konzepte zur Auswahl der Anregungsstrahlung anhand der Bewertung hinsichtlich eines hohen Potentials sowie der Kosten

Tabelle 6.3: Pugh-Matrix zur Identifikation eines realisierbaren Konzeptes mit der Gewichtung aus Tabelle 6.1

	Konzept 1	Konzept 2	Konzept 3	Konzept 4	Konzept 5	Konzept 6	Konzept 7	Konzept 8
Reifegrad	0	-1	0	-1	-1	-2	-1	-3
Wirkungsgrad	25,0 %							
Komplexität	13,3 %	0	0	0	0	0	-1	-1
Flexibilität	25,0 %	0	-1	1	-1	1	-2	1
Miniaturisierung	33,3 %	0	-3	-1	-1	-1	0	-1
gew. Summe	3,3 %	0	2	1	2	1	2	1
	0,00	-1,18	-0,55	-0,27	-0,80	-0,52	-0,85	-0,93

Tabelle 6.4: Pugh-Matrix mit der Gewichtung aus Tabelle 6.2 zur Identifikation eines Konzeptes, das eine hohe Strahldichte ausnutzt

	Konzept 1	Konzept 2	Konzept 3	Konzept 4	Konzept 5	Konzept 6	Konzept 7	Konzept 8
Reifegrad	0	-1	0	-1	-1	-2	-1	-3
Wirkungsgrad	0	0	0	0	0	0	-1	-1
Komplexität	0	0	-1	1	-1	1	-2	1
Flexibilität	0	-3	-1	-1	-1	-1	0	-1
Miniaturisierung	0	2	1	2	1	2	1	1
gew. Summe	0,00	0,03	0,03	0,50	-0,10	0,37	-0,30	-0,33

6.3 FAZIT

Ziel dieses Kapitels war es, aus den Realisierungsmöglichkeiten aus Kapitel 3.3 zwei Konzepte abzuleiten. Das erste Konzept soll optimal hinsichtlich der Realisierbarkeit sein, damit im weiteren Verlauf auf dem Konzept aufbauend ein Beleuchtungssystem mit hohem Funktionsumfang demonstriert werden kann. Der hohe Funktionsumfang liegt dabei in der Abbildung der ausgewählten Anregungsstrahlung auf eine Zielfläche und wird in Kapitel 8 näher betrachtet. Das zweite Konzept darf ein höheres Risiko bergen, soll dafür allerdings das Potential einer hohen Strahldichte von Leuchtstoff-konvertierten Lichtquellen demonstrieren.

Um diese zwei Konzepte zu identifizieren, wurden die Realisierungsmöglichkeiten aus Kapitel 3.3 zu Konzepten kombiniert und je Anforderungsprofil mittels eines paarweisen Vergleiches sowie einer Pugh-Matrix bewertet. Die Bewertung aufgetragen über den zu erwarteten Kosten zeigt, welche Konzepte am besten geeignet sind und wie sich die Kosten mit den Kosten des Standes der Technik vergleichen. Für die Forschung ist wichtig, dass keine finanziell unrealistischen Konzepte verfolgt werden. Abgesehen davon ist die Bewertung aus der Pugh-Matrix maßgeblich.

Das Referenzkonzept, das durch mechanische Verschiebung des Leuchtstoffes sowie des Filters dem Stand der Technik am nächsten kommt, ist am besten geeignet, wenn es um Realisierbarkeit geht. Um das Potential einer hohen Leuchtdichte zu demonstrieren, wird Konzept 4 weiterverfolgt. In Konzept 4 werden die Anregungsstrahlungen jeweils durch Ansteuerung eines Lasers angewählt und über Hologramme gefiltert sowie vereinigt. Nachdem zwei Konzepte zur Auswahl der Anregungsstrahlung identifiziert wurden, gehen die

folgenden zwei Kapitel jeweils auf eines dieser Konzepte ein. Kapitel 7 beginnt mit Konzept 4, das zwar mit einem gewissen Risiko verbunden ist, dafür allerdings das Potential der hohen Strahldichte nutzt, um die Wechseleinheit zu miniaturisieren.

Kapitel 7

MINIATURISIERUNGSPOTENTIAL IN KONZEPT 4

Eine Miniaturisierung des Analysegerätes verringert das Gewicht sowie den Bauraum und führt aufgrund kleinerer Bauteile zu geringeren Bauteilkosten. Diese drei Faktoren tragen wesentlich dazu bei, neue Märkte zu erschließen. Beispielsweise ist der Einsatz in privaten Haushalten erst denkbar, wenn das Analysegerät portabler ist und kostengünstiger angeboten werden kann.

Ziel des vorliegenden Kapitels ist es, das Miniaturisierungspotential durch den Einsatz von Lichtquellen mit hoher Strahldichte zu beschreiben. Dazu erfolgt die Ausarbeitung des Konzepts 4 in Unterkapitel 7.1, das mit Hilfe einer hohen Strahldichte der LERP-Lichtquellen und Hologrammen eine miniaturisierte Beleuchtungsoptik realisiert. Der Vorteil einer hohen Strahldichte zur Miniaturisierung von Hologrammen wird theoretisch in Unterkapitel 7.2 erklärt und in Unterkapitel 7.3 experimentell nachgewiesen sowie mit Simulationen verglichen. Unterkapitel 7.4 simuliert den Strahlengang zur Erzeugung einer Anregungsstrahlung und vergleicht dabei eine LED mit einer LERP-Lichtquelle. Die miniaturisierte Anregungsoptik wurde bereits in [155] veröffentlicht.

7.1 TECHNISCHE REALISIERUNG DES KONZEPTS 4

Die Beleuchtungsoptik nach Konzept 4 umfasst für jede zu erzeugende Anregungsstrahlung eine Pumplichtquelle, einen Leuchtstoff sowie ein Hologramm. Während die Pumplichtquelle und der Leuchtstoff das Basisspektrum erzeugen, übernimmt das Hologramm die Funktion der spektralen Filterung. Pumplichtquelle und Leuchtstoff werden im Folgenden kurz mit Lichtquelle beschrieben. Anders als in der Skizze in Abbildung 6.1 gezeigt, soll die hier betrachtete Beleuchtungsoptik nicht als Wellenleiter ausgeführt werden, in den Hologramme spektral selektiv die Anregungsstrahlung einkoppeln, sondern als Hologrammkaskade. Diese sieht vor, dass jeder Anregungsstrahlung ein dediziertes Hologramm zugeordnet ist. Dieses Hologramm lenkt die Strahlung der Lichtquelle auf ein für alle Anregungsstrahlengänge gemeinsames Multiplexhologramm. Das Multiplexhologramm bekommt den Namenszusatz „Multiplex-“, da es für jedes spektrale Anregungsband eine Funktion erfüllt. Es ist so designt, dass es jede Anregungsstrahlung aus einer definierten Richtung in eine gemeinsame Richtung umlenkt. Diese gemeinsame Richtung entspricht dem Normalenvektor auf dem Multiplexhologramm. Vorteilhaft an der Hologrammkaskade ist die doppelte Filterung und damit verbesserte Filterwirkung im Vergleich zu einem einzelnen Hologramm. Es ist zu erwähnen, dass es sich hierbei und im Folgenden ausschließlich um Volumen hologramme handelt.

Die beschriebene technische Realisierung ist entsprechend dem Anwendungsbeispiel aus Kapitel 2.1 für vier Anregungsbänder in Abbildung 7.1 in einer axonometrischen Darstellung gezeigt. Illustrativ sind in Abbildung 7.1 alle vier Lichtquellen eingeschaltet. Dieser Fall hat allerdings keine praktische Relevanz. In der praktischen Umsetzung ist lediglich immer nur eine der vier Lichtquellen aktiv, aus deren

Basisspektrum mithilfe der Hologrammkaskade das gewünschte spektrale Anregungsband herausgefiltert wird. Der mechanische Aufbau sieht vor, alle Hologramme auf eine Glasplatte aufzulaminieren. Diese ist zugunsten der besseren Erkennbarkeit in Abbildung 7.1 nicht enthalten.

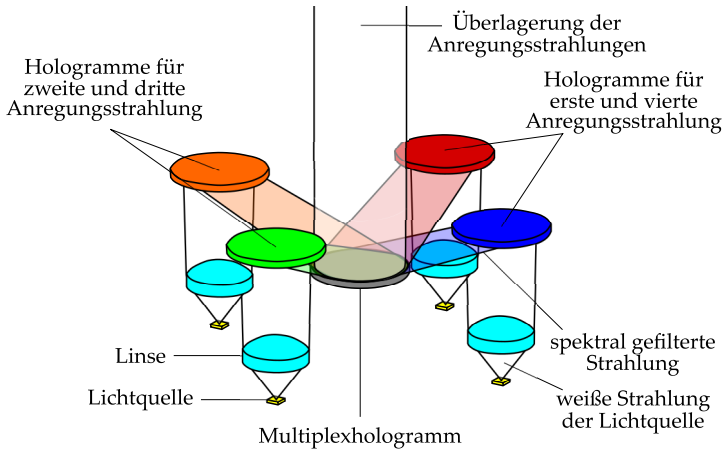


Abbildung 7.1: Technische Realisierung des Konzepts 4 in axonometrischer Darstellung

Erfolgt ein Schnitt der axonometrischen Darstellung mittig durch das blaue und orangene Hologramm, resultiert die Darstellung in Abbildung 7.2. In der Schnittdarstellung ist auf der linken Seite der Fall gezeigt, dass die zum 1. Anregungsband (blau) zugehörige Lichtquelle eingeschaltet ist. Auf der rechten Seite ist die Lichtquelle, die zum 3. Anregungsband (orange) gehört, aktiv.

Weitere Optimierungen der Anordnung werden an dieser Stelle nicht näher betrachtet, da die Anordnung bereits ausreicht, um das Miniatur-

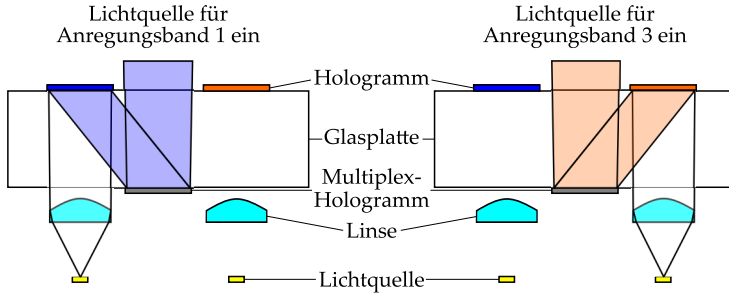


Abbildung 7.2: Technische Realisierung des Konzepts 4 als Schnittdarstellung

risierungspotential durch eine hohe Strahldichte zu erkennen. Eine Optimierung könnte die Anpassung der Hologramm-Anordnung um das Multiplexhologramm umfassen, sodass sich keine Hologramme gegenüberliegen, um störende Strahlung durch Fresnelreflexionen zu vermeiden. Weiterhin können Hologramme ebenfalls eine Linsenfunktion übernehmen. So ist es möglich, die relevante Strahlung der Lichtquelle nicht mit einer zusätzlichen Linse, sondern einem Hologramm zu kollimieren.

7.2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN DES MINIATURISIERUNGSPOTENTIALS

Die Funktionsweise eines Hologramms basiert auf Beugung. Da Beugungseffekte von der Wellenlänge sowie dem Winkel der einfallenden

Strahlung abhängen, beeinflusst die Divergenz der einfallenden Wellenfront die Filterwirkung des Hologramms. Gehen wir von einem Hologramm aus, das eine ebene Welle von einer in die andere Richtung umlenkt und wollen dessen Wirkung im strahlenoptischen Bild qualitativ verstehen, so können wir für jeden Lichtstrahl die Bragg-Bedingung [156, Kapitel 3.2.3]

$$m \cdot \lambda = 2 \cdot d \cdot \sin(\theta) \quad (7.1)$$

anwenden. Auf mikroskopischer Ebene besteht ein solches Hologramm nämlich aus periodischen Brechungsindexmodulationen der holografischen Schicht, die wie Bragg-Ebenen mit Abstand d wirken. In der Bragg-Bedingung in Gleichung 7.1 beschreibt m die Beugungsordnung, λ die Wellenlänge der gebeugten Strahlung und θ den Einfallswinkel der Strahlung zur Normalen der Ebenen mit konstantem Brechungsindex.

Da die Bragg-Bedingung in Gleichung 7.1 nicht nur durch eine einzige Kombination aus Einfallswinkel θ und Wellenlänge λ erfüllt wird, kann Strahlung, die aus einem anderen Einfallswinkel $\theta + \Delta\theta$ und mit einer passenden Wellenlänge $\lambda + \Delta\lambda = 2/m \cdot d \cdot \sin(\theta + \Delta\theta)$ auf das Hologramm trifft, ebenfalls gebeugt werden. Für einen realen kollimierten Strahl mit kontinuierlichem Spektrum und einer Restdivergenz größer Null bedeutet dies, dass nicht nur Anteile der angestrebten Wellenlänge, sondern auch davon abweichende Wellenlängen gebeugt werden und den gefilterten Strahl verunreinigen. Die Menge der störenden Anteile hängt von der Restdivergenz des einfallenden Strahlenbündels ab. Diese berechnet sich für einen gegebenen Strahldurchmesser wiederum aus dessen Etendue. Folglich führt eine kleine Etendue zu steileren Flanken im Spektrum der gebeugten Strahlung und zu einer höheren Intensität bei der Zielwellenlänge. Im Folgenden wird die Verbesserung der Flankensteilheit sowie der maximalen In-

intensität auch als eine verbesserte Filterwirkung bezeichnet. Diese Aussage wird im folgenden Unterkapitel experimentell nachgewiesen. Der Vorteil einer hohen Strahldichte liegt darin, dass dieselbe Leistung innerhalb einer kleineren Etendue bereitgestellt wird.

Neben der Etendue gibt es allerdings noch einen zweiten Effekt, der zu einer Verbreiterung des Spektrums führt. Das Gleichheitszeichen in Gleichung 7.1 gilt für eine unendlich ausgedehnte periodische Struktur. Da die Dicke von Volumenhologrammen begrenzt ist und so nur eine endliche Zahl von Perioden zur Verfügung steht, ist die Annahme einer unendlichen Ausdehnung in der Praxis falsch. Folglich ist selbst bei einer Etendue des einfallenden Strahlenbündels, die gegen Null geht, eine gewisse spektrale Breite zu erwarten, die von der Dicke des Hologramms abhängt. Dieser Effekt wird im Folgenden als gegeben angenommen und die Dicke der genutzten Hologramme nicht variiert.

Der beschriebene Zusammenhang zwischen Etendue und Filterwirkung gilt analog für Interferenzfilter sowie dichroitische Spiegel. Daher sind die Ergebnisse der folgenden Unterkapitel und das daraus abgeleitete Miniaturisierungspotential auf diese Bauelemente übertragbar.

7.3 NACHWEIS DES MINIATURISIERUNGSPOTENTIALS

Zum Nachweis des Miniaturisierungspotentials kommt das Setup in Abbildung 7.3 zum Einsatz. Das Setup ist ausgestattet mit einem keramischen Leuchtstoff (SYB35 dynamischer Konverter von Schott AG),

der in Transmission betrieben wird und ein kontinuierliches Spektrum emittiert. Die Pumplichtquelle ist durch einen Faser-gekoppelten Laser bei 450 nm (LBX-450 von Oxixus SA) gegeben, die über einen Kollimator sowie eine weitere Linse auf den Leuchtstoff fokussiert ist. Die Position der fokussierenden Linse ist mit einer Mikrometerschraube inklusive Skala anpassbar, um die Spotgröße auf dem Leuchtstoff zu variieren. Die Detektion der Spotgröße erfolgt mit einem Kamerasensor inklusive Kameraobjektiv (Basler Ace U acA1440-220um und Basler Lens C23-1216-2M-S f12mm von Basler AG). Die schräge Sicht auf den Leuchtstoff wird mithilfe einer perspektivischen Transformation ausgeglichen. Spotgrößen der Messung werden als $1/e$ -Abfall angegeben. Zur Kollimation der Fluoreszenz stehen zwei Linsen zur Verfügung. Die erste Linse weist eine Brennweite von 30 mm auf und steht für ein vergleichbar großes optisches System. Ein deutlich kleineres optisches System wird durch die zweite Linse mit einer Brennweite von 8 mm realisiert, da der resultierende Strahlquerschnitt bei der zweiten Linse kleiner ist. Zusätzlich begrenzt eine Blende den Strahl vor der Linse, um nicht die Randbereiche der Linse zu beleuchten. Die kollimierte Strahlung trifft auf ein Volumenhologramm mit einer Dicke von 16 μm , das ausgelegt ist, um Wellenfronten mit einer Wellenlänge von 528 nm von 0° auf 50° zur Normalen abzulenken. Die gebeugte Strahlung fällt in eine Ulbricht-Kugel, an der ein Spektrometer angebracht ist. Im Falle des miniaturisierten Setups ist eine Messung des Fluoreszenzspots mit der Kamera nicht mehr während des Betriebes möglich. Hier erfolgt die Spotgrößenmessung separat und wird mithilfe der Skala an der Mikrometerschraube zurückgeführt.

Zur Validierung wird das Setup ebenfalls in Ansys Zemax OpticStudio im nicht-sequenziellen Modus aufgebaut und simuliert. Eine Lichtquelle („Source Radial“) mit anpassbarem Durchmesser, rundem Spotprofil und Lambert-förmiger Abstrahlung repräsentiert den Leuchtstoff inklusive Pumplichtquelle. Auch hier kommen die zwei möglichen Lin-

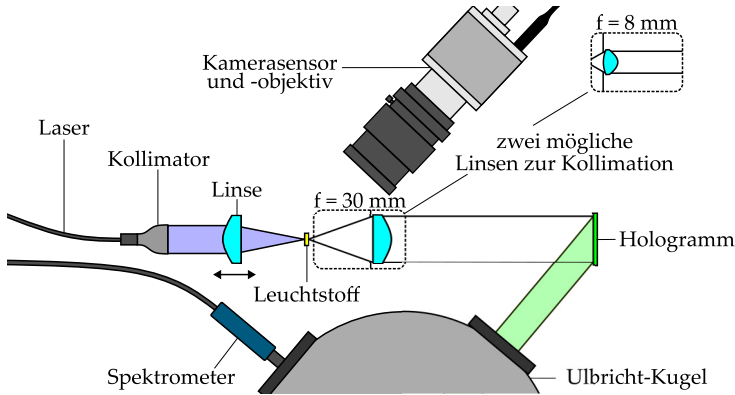


Abbildung 7.3: Setup zum experimentellen Nachweis des Miniaturisierungspotentials

sen zur Kollimation der Fluoreszenz zum Einsatz. Die Modellierung des Hologramms erfolgt als Volumen hologramm mit den zuvor beschriebenen Eigenschaften, wobei die Brechungsindexmodulation so eingestellt wird, dass die Effizienz mit der des Hologramms im Experiment übereinstimmt. Dabei wird jeweils das Transmissionsspektrum hinter dem Hologramm gemessen, in dem die gebeugte Strahlung fehlt. Bei einer Brechungsindexmodulation von 0,020 RIU (Refractive Index Units) ist der Einbruch vergleichbar zwischen Simulation und Messung. Ulbricht-Kugel sowie Spektrometer werden in der Simulation durch einen einfachen Detektor ersetzt.

Abbildung 7.4 zeigt die Ergebnisse für das größere Setup mit einer Linse mit 30 mm Brennweite auf der linken und für das kleinere Setup, in der die kollimierende Linse eine Brennweite von 8 mm aufweist, auf der rechten Seite. Eine durchgezogene Linie repräsentiert eine Mes-

sung. Gepunktete Linien stehen für Simulationen. Um die Spektren vergleichen zu können, werden diese normiert. Die Normierung erfolgt für beide Setups jeweils auf das Maximum in dem Spektrum, das zum kleinsten Spot gehört. Im größeren Setup sind für die untersuchten Spotgrößen nur marginale Unterschiede im Spektrum festzustellen. Bei Miniaturisierung führt eine Vergrößerung des Fluoreszenzspots auf dem Leuchtstoff jedoch zu einer sichtbaren Verringerung der Spitzenintensität, wobei die Intensität an den Rändern erhalten bleibt. Bei einer Vergrößerung des Spotdurchmessers von 0,5 mm auf 2 mm sinkt die Spitzenintensität um fast 50 % während sich die Halbwertsbreite von 14 nm auf 19 nm in der Messung erhöht.

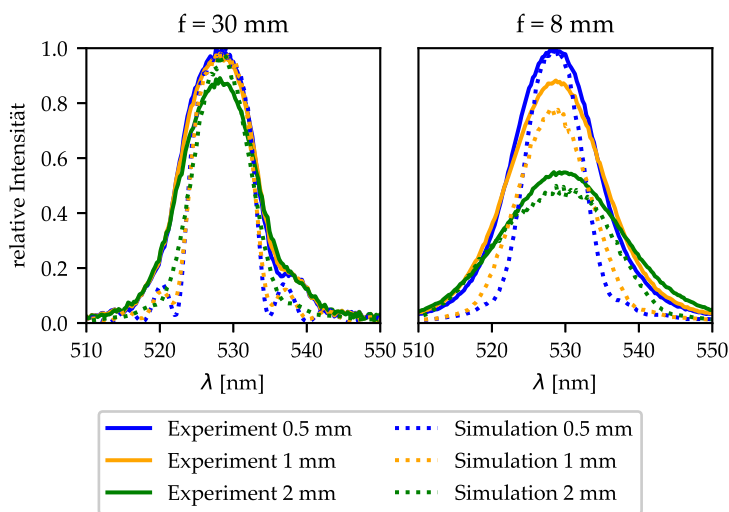


Abbildung 7.4: Filterwirkung eines Hologramms in verschiedenen Konfigurationen, die Größenangabe in der Legende steht für den Durchmesser des Fluoreszenzspots.

Die Simulation repräsentiert den Trend aus der Messung sehr gut und führt lediglich bei kleinen Spotgrößen zu einer zu kleinen Halbwertsbreite des Spektrums. Da sich die Simulationsergebnisse weitestgehend mit den Messungen decken, ist die Simulationsumgebung gut geeignet, um den Filtereffekt eines holografischen Setups abzuschätzen.

Diese Messergebnisse zeigen, dass die Etendue des einfallenden Strahlenbündels eine deutliche Auswirkung auf die Filterwirkung von Hologrammen hat. Im miniaturisierten optischen System zeigt sich diese Abhängigkeit besonders stark. Zur praxisnahen Demonstration der Bedeutung der Strahldichte für die spektrale Filterung, legt das folgende Unterkapitel die Hologrammkaskade aus und simuliert das resultierende Spektrum einer herkömmlichen Leuchtstoff-konvertierten LED sowie einer LERP-Lichtquelle.

7.4 SIMULATION DER HOLOGRAMMKASKADE

Da die Simulation eines einzelnen Hologramms mit Ansys Zemax OpticStudio den in der Messung festgestellten Zusammenhang aus Etendue der einfallenden Strahlung und Filtereffekt qualitativ richtig abbildet, wird die Simulation im vorliegenden Unterkapitel dazu genutzt, den Filtereffekt der Hologrammkaskade auf eine LERP-Lichtquelle sowie eine LED abzuschätzen. Das Setup, das in der Simulation verwendet wird, ist in Abbildung 7.5 dargestellt. Die LERP-Lichtquelle wird durch Kyocera LaserLight SMD 500 mit einem Lichtstrom von 500 lm und einer elliptischen emittierenden Fläche der Halbwertsbreiten in x- und y-Richtung von 250 μm und 450 μm repräsentiert [18].

Diese Lichtquelle geht als „Source Radial“ mit Lambert-förmiger Abstrahlung und elliptischem Strahlprofil in die Simulation ein. Die LED ist durch Oslon® Black Flat - LUW HWQP, eine LED für den Einsatz im Automobil, mit einem vergleichbaren Lichtstrom von 450 lm und einer annähernd quadratischen emittierenden Fläche mit einer Kantenlänge von 1,03 mm gegeben [157]. In der Simulation wird die LED ebenfalls als Lambert-förmig emittierende „Source Radial“, deren Form zwischen einem Rechteck und einer Ellipse anpassbar ist, modelliert. Um die Ergebnisse besser vergleichen zu können, wird in der Simulation für beide Lichtquellen sowohl das gleiche Spektrum als auch die gleiche Leistung verwendet. Die Kollimation der Strahlung erfolgt mit einer Linse mit 8 mm Brennweite und einem Durchmesser von 12,7 mm (ACL12708U-A von Thorlabs Inc.). Die kollimierte Strahlung passiert eine 16 mm dicke Glasplatte und trifft auf ein Hologramm, das Strahlung der Wellenlänge 528 nm von 0° auf 76° zur Normalen auf das Hologramm ablenkt. Der Winkel von 76° entspricht ungefähr 40° im Glas. Die Dicke des Hologramms beträgt 16 μm und dessen Brechungsindexmodulation liegt bei 0,02. Die am ersten Hologramm gefilterte Strahlung passiert einen Detektor, der sich im Glas zwischen beiden Hologrammen befindet und nur die vom ersten Hologramm kommende Strahlung detektiert. Im Folgenden wird dieser Detektor als Detektor (A) bezeichnet. Die Strahlung passiert den Detektor unverändert und trifft auf das zweite Hologramm, das in der finalen Beleuchtungseinheit als Multiplex-Hologramm ausgeführt ist. Da in der vorliegenden Simulation nur ein Strahlengang betrachtet wird, ist das zweite Hologramm als Singleplex-Hologramm ausgelegt. Das zweite Hologramm weist exakt die gleichen Eigenschaften wie das erste Hologramm auf. Der einzige Unterschied liegt darin, dass das zweite Hologramm umgekehrt zum ersten abgespielt wird und Strahlung von 76° ($\approx 40^\circ$ in Glas) auf 0° zur Normalen des Hologramms ablenkt. Die vom zweiten Hologramm abgelenkte Strahlung tritt senk-

recht aus der Glasplatte aus und trifft auf den Detektor (B). Für die Auslegung der Hologrammkaskade ist die Größe der Hologramme relevant. Diese ist mit einem Durchmesser von 11 mm für beide Hologramme so gewählt, dass die vom zweiten Hologramm umgelenkte Strahlung nicht erneut auf das erste Hologramm trifft. Zusätzlich kommen die in Abbildung 7.5 eingezeichneten Blenden zum Einsatz, die gestreute Strahlung verringern sollen.

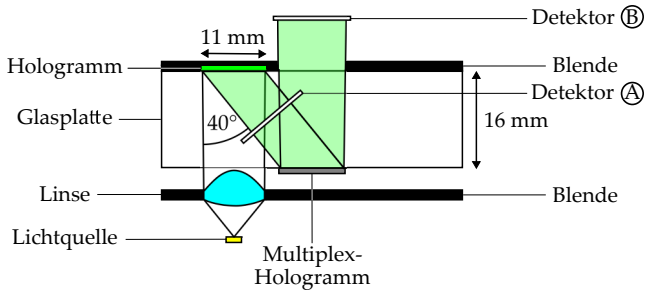


Abbildung 7.5: Simuliertes Setup der Hologrammkaskade

Abbildung 7.6 zeigt die resultierenden Spektren der Hologrammkaskade bei Verwendung beider Lichtquellen. Auf der linken Seite zeigt Detektor (A) das Spektrum nach dem ersten Hologramm. Detektor (B) auf der rechten Seite misst die resultierenden Spektren nach der Hologrammkaskade. Alle Spektren sind auf die maximale Intensität der LERP-Lichtquelle an Detektor (A) normiert.

Das zweite Hologramm verringert die Intensität im Sperrbereich deutlich, da die Strahlung, die die Filteranordnung verlässt, die Filterwirkung von zwei Hologrammen erfährt. Prinzipiell können drei Effekte zur Erhöhung der Intensität im Sperrbereich und zur Verbreiterung des Spektrums beitragen:

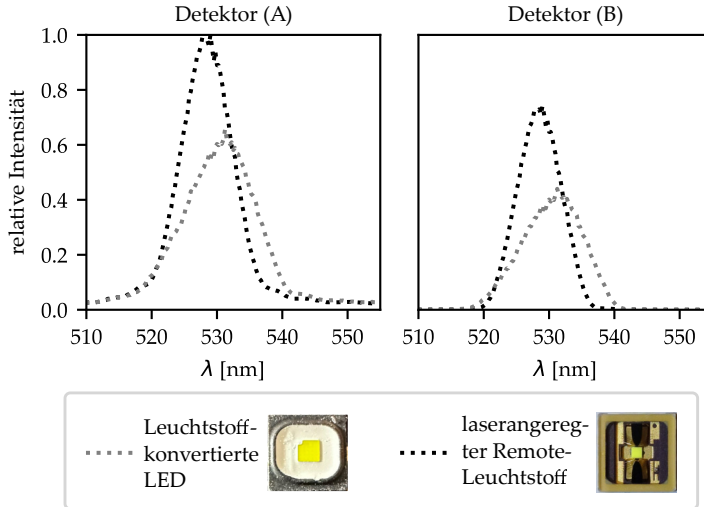


Abbildung 7.6: Filterwirkung der Hologrammkaskade, die Legende zeigt die Referenzlichtquellen.

1. Fresnel-Reflexionen an den Schnittstellen zwischen Glas und Hologramm, Glas und Luft sowie Hologramm und Luft sind der erste Effekt. Solche Reflexionen werden bereits durch die Wahl des Umlenkwinkels des Hologramms verringert. Weil das Hologramm von 0° auf 40° ablenkt, kann keine Strahlung durch eine einfache Fresnel-Reflexion auf den Detektor (B) treffen.
2. Der zweite Effekt umfasst Streuung. Durch die Kaskadenanordnung ist sichergestellt, dass keine Strahlung durch einen einzelnen Streueffekt auf den Detektor (B) treffen kann. So wird die Intensität im Sperrbereich durch Streuung signifikant verringert.

3. Wie in Unterkapitel 7.2 bereits erklärt wurde, trägt die Etendue des einfallenden Strahlenbündels ebenfalls zu einer Verbreiterung des gefilterten Spektrums bei. Das ist der dritte hier diskutierte Effekt. Die ausgedehnte Etendue für alle Wellenlängen des einfallenden Strahlenbündels führt zu einer Restdivergenz für jede im Spektrum enthaltende Wellenlänge bei Kollimation. Da nach der Bragg-Bedingung ein von dem Zieleinfallswinkel abweichender Einfallswinkel zur Beugung einer von der Zielwellenlänge abweichenden Wellenlänge führt, deren Ausfallswinkel ebenfalls vom Zielausfallswinkel abweicht, helfen die in der Hologrammkaskade zusätzlichen Aperturen am zweiten Hologramm sowie am Ausgang, das Spektrum zu reinigen.

Das zweite Hologramm verringert nicht nur die Intensität im Sperrbereich, sondern auch im Durchlassbereich, wie Abbildung 7.6 zu entnehmen ist. Der Einsatz des zweiten Hologramms ist dennoch sinnvoll, da das zweite Hologramm den Kontrast zwischen Durchlass- und Sperrbereich deutlich verbessert. Die bereits am ersten Hologramm gebeugte Strahlung der LERP-Lichtquelle wird am zweiten Hologramm im Durchlassbereich mit einer Intensität von 70 % gebeugt. Die Strahlung im Sperrbereich (20 nm über und unter der Design-Wellenlänge) erfährt am zweiten Hologramm eine erneute Dämpfung auf 0,1 % des Wertes nach dem ersten Hologramm.

Es ist zu erkennen, dass die Laser-basierte Quelle mit kleinerer Etendue im Vergleich zur LED-basierten Lichtquelle mit einer höheren Effizienz gefiltert wird und somit die Hologrammkaskade mit einer höheren Intensität verlässt. Neben einer höheren Effizienz zeigt die LERP-Lichtquelle ebenfalls eine schmalere Halbwertsbreite und damit eine schärfere Filterung als die LED. Da die höhere Effizienz sowie die schärfere Filterung sowohl nach dem ersten als auch nach dem zweiten Hologramm zu erkennen ist, lässt sich folgern, dass eine

Lichtquelle, die innerhalb einer geringeren Etendue emittiert, nicht nur für einen einzelnen holografischen Filter, sondern auch für eine Hologrammkaskade vorteilhaft ist.

7.5 ZUSAMMENFASSUNG

Aufgrund der eingangs erwähnten Relevanz miniaturisierter Systeme, die eine spektrale Filterung vornehmen sowie die gewünschte Anregungsstrahlung auswählen, hat sich das vorliegende Kapitel mit dem Miniaturisierungspotential durch eine hohe Strahldichte beschäftigt. Es wurde eine höhere Effizienz sowie eine geringere Halbwertsbreite der Filterung für Lichtquellen mit hoher Strahldichte experimentell nachgewiesen und anhand der Bragg-Bedingung theoretisch nachvollzogen. Im miniaturisierten Setup ist dieser Zusammenhang stärker ausgeprägt. Die Strahldichte von LERP-Lichtquellen spielt daher im gezeigten miniaturisierten Setup ihr Potential aus.

Das durchgeführte Experiment dient weiterhin der Validierung einer Simulation. Letztere wurde genutzt, um eine Hologrammkaskade zu simulieren, mit der das in Kapitel 6 beschriebene Konzept 4 technisch realisiert werden kann. Die Simulation einer Leuchtstoff-konvertierten LED sowie einer LERP-Lichtquelle zeigen, dass eine hohe Strahldichte nicht nur für die Miniaturisierung der einfachen holografischen Filterung relevant ist, sondern auch für eine Hologrammkaskade. Die Hologrammkaskade verbessert insbesondere das Sperrverhalten des Filters.

Da Interferenzfilter sowie dichroitische Spiegel auch auf Bragg-Reflexion basieren, gelten die Erkenntnisse dieses Kapitels ebenso für diese Bauteile.

Kapitel 8

PROTOTYPISCHE UMSETZUNG DER FLEXIBLEN BELEUCHTUNGSOPTIK MIT KONZEPT 1

Das Referenzkonzept, Konzept 1 aus Kapitel 6, zur Auswahl der Anregungsstrahlung weist die höchste Realisierbarkeit unter allen betrachteten Konzepten auf und ist damit der optimale Kandidat, um eine Beleuchtungseinheit mit erweitertem Funktionsumfang aufzubauen. Zur Demonstration eines erweiterten Funktionsumfangs umfasst die in diesem Kapitel vorgestellte Beleuchtungseinheit beispielhaft eine flexible Ausleuchtung der Zielfläche, die nur durch Lichtquellen erreicht werden kann, deren Strahldichte die einer Leuchtstoff-konvertierten LED übersteigt. Der Fokus des Kapitels liegt damit weniger auf der technischen Realisierung von Konzept 1, sondern auf der Abbildung der Anregungsstrahlung auf die Probenkammer, Funktion 3) in Kapitel 3.1. Das Kapitel basiert auf den Veröffentlichungen [55], [138] und [103].

Um Chiplabore nicht nur für die aktuelle Generation von Tests, sondern auch für die Zukunft zu rüsten sowie neue Technologien schnell auf den Markt bringen zu können, ist eine flexible Ausleuchtung der Zielfläche von Bedeutung. Zum Verständnis dieser Aussage ist es wichtig zu wissen, dass Chiplabore immer aus zwei Komponenten bestehen, dem Analysegerät sowie der Kartusche. Während die Kartusche alle Verbrauchsmaterialien bereitstellt, die Patientenprobe beinhaltet und aus Infektionsschutzgründen als Einweg-Kartusche

ausgeführt ist, beinhaltet das Analysegerät diverse Komponenten unterschiedlicher Disziplin inklusive der Beleuchtungs- und Detektionseinheit und weist eine deutlich längere Nutzungsdauer als die Kartuschen auf. Weil es sich bei den Kartuschen um Einweg-Artikel handelt, können neue Tests sowie innovative Technologien vergleichbar einfach in einer neuen Kartusche auf den Markt gebracht werden, sofern die neue Kartusche mit dem Analysegerät im Markt kompatibel ist. Jede neu entwickelte Kartusche muss allerdings alle Schnittstellen zum bestehenden Analysegerät erfüllen. Eine relevante Schnittstelle ist durch die Beleuchtungseinheit des Analysegerätes gegeben und beschreibt die ausgeleuchtete Fläche auf der Kartusche. Aus Kompatibilitätsgründen ist daher bei einem statischen Beleuchtungssystem des Analysesystems keine Verschiebung oder Vergrößerung des auszuleuchtenden Bereichs auf der Kartusche möglich. Solange nur Reagenzien ausgetauscht und das Protokoll verändert werden muss, steht der Einführung der neuen Kartusche aus Sicht des Beleuchtungssystems nichts im Wege. Neue Technologien umfassen beispielsweise allerdings auch die Einführung von geometrischem Multiplexing [158], welches das zu beleuchtende PCR-Produkt abweichend zu den bisher etablierten Kartuschen anordnet.

Da zum Zeitpunkt der Entwicklung des Analysegerätes meist noch nicht absehbar ist, welche technische Innovationen innerhalb der voraussichtlichen Nutzungsdauer des Analysegerätes erforscht und entwickelt werden, ist es relevant, Schnittstellen im Analysegerät flexibel zu gestalten. Aus diesem Grund untersucht das vorliegende Kapitel eine flexible Beleuchtungseinheit, die den Ausleuchtbereich per Software auf die geladene Kartusche anpassen kann. Durch die erhöhte Flexibilität kann das Analysegerät auch zukünftige Kartuschen bedienen und minimiert die Markteinführungszeit neuer Kartuschen, da eine Entwicklung sowie Freigabe eines angepassten Analysegerätes entfallen.

Das vorliegende Kapitel nennt in Unterkapitel 8.1 die Anforderungen an das flexible Beleuchtungssystem und beschreibt die grundlegende technische Realisierung dessen in Unterkapitel 8.2. Aus den Anforderungen des flexiblen Beleuchtungssystems sowie der grundlegenden technischen Realisierung leitet Unterkapitel 8.3 die theoretischen Anforderungen an die Lichtquelle ab. Diese werden so dargestellt, dass die Anforderungen direkt mit den Ergebnissen der Leuchtstoff-Charakterisierung aus Kapitel 5 vergleichbar sind. Im darauffolgenden Unterkapitel erfolgt die detaillierte Auslegung der flexiblen Beleuchtungseinheit. Unterkapitel 8.5 beschreibt diese mit den am besten geeigneten Leuchtstoff-Kandidaten aus Kapitel 5 und vergleicht die Ergebnisse mit den Erwartungen sowie den Anforderungen aus Unterkapitel 8.1.

8.1 ANFORDERUNGEN AN DAS FLEXIBLE BELEUCHTUNGSSYSTEM

Die Anforderungen an das Beleuchtungssystem leiten sich aus dem existierenden Chiplabor, dem Vivalytic-Analysegerät, ab, um möglichst nahe an einem realistischen Anwendungsszenario zu sein. Im Vivalytic-Analysegerät befindet sich senkrecht über der Kartusche eine Kamera-basierte Detektionseinheit. Diese sieht einen Ausschnitt auf der Kartusche, der 25 mm x 30 mm aufspannt. Der Sichtbereich des Detektionssystems soll im Folgenden auch als Anforderung an den Ausleuchtbereich des Beleuchtungssystems dienen.

Da sich das Detektionssystem senkrecht über der Kartusche befindet und dessen Sicht nicht durch das Beleuchtungssystem blockiert

werden darf, muss ein Abstand zwischen dem letzten Element des Beleuchtungssystems und der Zielfläche auf der Kartusche von ungefähr $l = 100 \text{ mm}$ eingehalten werden. Zudem sieht das Analysegerät vor, einen Winkel von 45° zwischen Beleuchtungs- und Detektionspfad einzuhalten, um Fresnel-Reflexionen an den Strukturen auf der Kartusche, die Anregungsstrahlung in den Detektionspfad reflektieren, zu vermeiden.

Um auf der Kartusche eine hinreichend große Auflösung zu erhalten, soll der Lichtspot auf dieser einen Durchmesser von $d_{spot} = 2 \text{ mm}$ betragen. Damit sind deutlich mehr als 100 Pixel adressierbar, was für die gegebene Anwendung sinnvoll erscheint. Kleinere Spots führen zwar zu einer höheren Auflösung, stellen aber auch höhere Anforderungen an die Lichtquelle, wie Unterkapitel 8.3 näher beschreibt.

Die erreichbare Leistung auf der Kartusche ist eine weitere relevante Anforderung. Je höher die Leistung, desto kleiner die Integrationszeit des Detektionssystems und besser das Signal-zu-Rausch-Verhältnis. Da die Durchführung eines qPCR-Tests bei 25 Zyklen und einem Wellenlängenmultiplexing von vier 100 Messungen beinhaltet, wobei jede Messung ungefähr eine Integrationszeit des Detektors von 500 ms aufweist, hat die summierte Integrationszeit von 50 s eine spürbare Auswirkung auf die Gesamtdauer des Tests, die bei SARS-CoV-2 unter einer Stunde liegt. Daher wird die Anforderung an die Beleuchtungsoptik gestellt, eine Fläche von 25 mm^2 , die dem Ausleuchtbereich des aktuellen Vivalytic-Analysegerätes entspricht, mit einer mit dem Vivalytic-Analysegerät vergleichbaren Leistung auszuleuchten. Es wird eine Leistung pro Anregungskanal von $\Phi_e = 7,5 \text{ mW}$ angestrebt.

8.2 TECHNISCHE REALISIERUNG DES FLEXIBLEN BELEUCHTUNGSSYSTEMS

Nach Kauschke [159] können Lichtverteilungen auf drei Arten erzeugt werden, die in Abbildung 8.1 beispielhaft illustriert sind. Bei der subtraktiven Erzeugung der Lichtverteilung wird der gesamte Ausleuchtbereich ausgeleuchtet und die Bereiche darin, die nicht beleuchtet werden sollen, abgeschattet. Die Abschattung kann durch per Software bedienbare Masken wie Liquid Crystal Displays (LCDs) oder Digital Mirror Devices (DMDs) erfolgen. Nachteilig an dieser Variante ist die geringere Bestrahlungsstärke auf der Zielfläche, wenn die emittierte Leistung der Lichtquelle auf einer größeren Fläche verteilt wird sowie die zusätzlich generierte Abwärme durch die Absorption an der Maske. Die Bestrahlungsstärke auf der Zielfläche ließe sich durch eine Erhöhung der Lichtleistung lösen, indem mehrere Lichtquellen oder eine größere Lichtquelle genutzt wird. Allerdings führt eine erhöhte Leistung zu einem zu noch mehr Abwärme, welche in einem kompakten Gerät, das im Rahmen der PCR Temperaturen regeln muss, unerwünscht ist. Zum anderen werden durch mehrere Lichtquellen oder eine vergrößerte emittierende Fläche auch mehr oder größere spektrale Filter benötigt. Beides führt zu deutlich erhöhten Kosten. Aus diesen Gründen kommt die subtraktive Erzeugung der Lichtverteilung für die betrachtete Applikation nicht in Frage.

Der Unterschied zwischen der additiven Variante und der Variante mit beweglichen Elementen liegt darin, dass die additive Variante mehrere Lichtquellen verwendet, die jeweils einen Teil der Lichtverteilung erzeugen und entsprechend der Anforderung per Software aktiviert und deaktiviert werden können. Dagegen nutzt das Konzept mit beweglichen Elementen nur eine Lichtquelle, deren Strahlung mit einem beweglichen optischen Element wie einem Rotationsspiegel

auf einen beliebigen Punkt auf der Zielfläche gelenkt werden kann. Eine bestimmte Lichtverteilung wird erzeugt, indem der Lichtspot so schnell bewegt wird, dass die gesamte Lichtverteilung innerhalb der Integrationszeit des Detektors mindestens einmal abgefahren ist. Somit wird in beiden Fällen nur Licht generiert, wo dieses in der Lichtverteilung gebraucht wird. Es entsteht keine zusätzliche Abwärme. Da alle Lichtquellen der additiven Variante einen spektralen Filter benötigen, sind höhere Kosten als bei der Variante mit beweglichen Elementen zu erwarten. Aus den genannten Gründen erfolgt die Generation der Lichtverteilung mit beweglichen optischen Elementen.

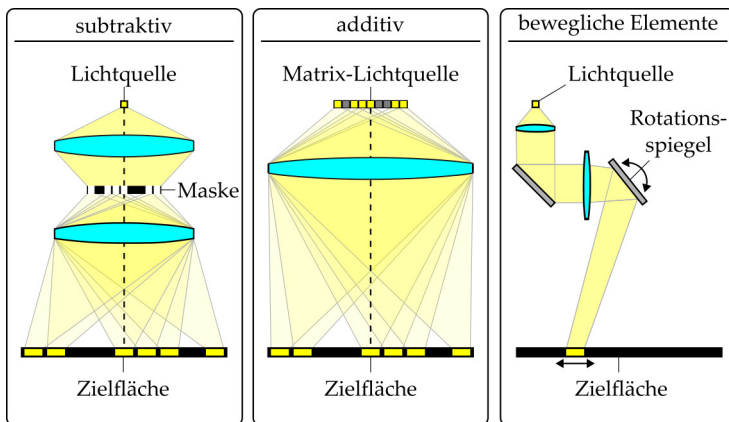


Abbildung 8.1: Möglichkeiten der Erzeugung einer Lichtverteilung nach [159], die Illustration zeigt jeweils nur eine mögliche Realisierungsform.

Die im folgenden genutzte Realisierungsvariante ist auch als Flying-Spot-Projektor bekannt. Solche Aufbauten wurden in der Vergangenheit für Displays [160] und automobiler Scheinwerfer [161] genutzt.

Der Einsatz in medizintechnischen Geräten für den patientennahen Einsatz ist jedoch abseits der Publikationen im Rahmen der Arbeit [55], [103], [138] nicht bekannt. Im Folgenden soll die Ablenkeinheit wie in Abbildung 8.1 dargestellt durch einen Spiegel realisiert werden.

Für einen Flying-Spot-Projektor gibt es nochmals zwei Varianten, eine Lichtverteilung zu erzeugen. Wie bereits beschrieben, muss die Lichtverteilung mindestens ein Mal innerhalb der Integrationszeit der Detektionseinheit abgefahren werden. Entweder scannt der Rotationsspiegel den maximal möglichen Ausleuchtbereich ab und die Lichtquelle wird passend moduliert, sodass die gewünschte Lichtverteilung entsteht. Alternativ bleibt die Lichtquelle konstant aktiv, der Rotationsspiegel fährt nur die gewünschte Lichtverteilung ab und meidet Winkelbereiche außerhalb der gewünschten Lichtverteilung. Während die erste Variante erlaubt, resonante Spiegel zu nutzen, ermöglicht die zweite Variante höhere effektive Bestrahlungsstärken, da die Lichtquelle durchgehend aktiv ist. Weil die Bestrahlungsstärke in der Applikation eine kritische Größe darstellt, wird die zweite Variante weiterverfolgt.

Der Rotationsspiegel muss folglich selektiv Winkelbereiche anfahren können. Daher beschränkt sich die Auswahl der Spiegel auf nicht-resonante Rotationsspiegel. Die zweite Anforderung an den Rotationsspiegel ist ein ausreichend großer Ablenkbereich, der sich aus dem Abstand zur Kartusche und der Größe des Ausleuchtbereichs ergibt, da kein weiteres optisches Element nach dem Rotationsspiegel geplant ist. Der Rotationsspiegel muss für die betrachtete Anwendung mindestens $\pm 7,2^\circ$ in die eine und $\pm 8,6^\circ$ in die andere Richtung ablenken können. Weiterhin muss die optisch aktive Fläche des Rotationsspiegels eine geeignete Größe aufweisen. Auf der einen Seite sollte die Fläche und die Gesamtgröße des Rotationsspiegels nicht zu groß sein, um in den

verfügbaren Bauraum des Analysegerätes zu passen. Auf der anderen Seite führt eine zu kleine optisch aktive Fläche zu nicht erfüllbaren Anforderungen an die Lichtquelle, wie Unterkapitel 8.3 zeigen wird. Der Spiegel MR-E-2 von Optotune Switzerland AG erfüllt die genannten Anforderungen hinsichtlich des Ablenk winkels und dessen runde optisch aktive Fläche mit einem Durchmesser $d_{\text{Spiegel}} = 15 \text{ mm}$ stellt einen guten Kompromiss aus Bauraum und Anforderungen an die Lichtquelle dar.

8.3 ABGELEITETE ANFORDERUNGEN AN DIE LICHTQUELLE

Ein Flying-Spot-Projektor ist ein Etendue-limitiertes optisches System, da die Strahlung der Lichtquelle über einen Rotationsspiegel mit begrenzter Apertur d_{Spiegel} auf eine um die Strecke l entfernte Zielfläche gelenkt wird und der Spot auf der Zielfläche einen begrenzten Durchmesser d_{Spot} aufweisen soll. Der beschriebene Etendue-limitierende Teil des Flying-Spot-Projektors ist in Abbildung 8.2 skizziert. Die Etendue-Limitierung bedeutet, dass nicht beliebig viel der von der Lichtquelle emittierten Leistung genutzt werden kann.

Wie in [138, Kapitel 3.2] nachgelesen werden kann, berechnet sich die Etendue G des Flying-Spot-Projektors nach

$$G = \left(\frac{\pi \cdot d_{\text{Spot}}}{2} \cdot n \cdot \sin \left(\arctan \left(\frac{d_{\text{Spiegel}}}{2 \cdot l} \right) \right) \right)^2. \quad (8.1)$$

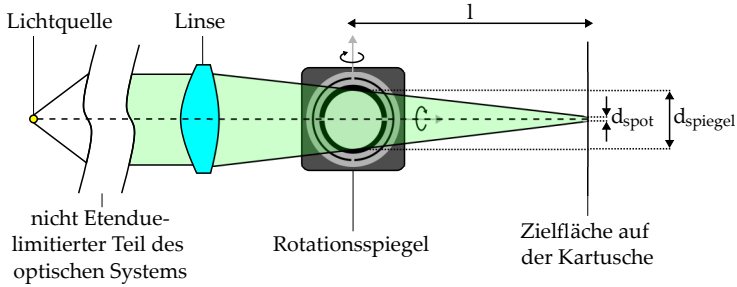


Abbildung 8.2: Etendue-Limitation des Flying-Spot-Projektors

Unter Berücksichtigung der genannten Rahmenbedingungen $d_{spot} = 2 \text{ mm}$, $d_{spiegel} = 15 \text{ mm}$ sowie $l = 100 \text{ mm}$ beträgt die Etendue $G = 0,0552 \text{ mm}^2 \cdot \text{sr}$.

Soll auf die Zielfläche eine bestimmte Leistung Φ_e eingebracht werden, berechnet sich die dafür mindestens notwendige Strahldichte der Lichtquelle nach

$$L_e = n^2 \cdot \frac{\delta \Phi_e}{\delta G}. \quad (8.2)$$

Mit $\Phi_e = 7,5 \text{ mW}$, $G = 0,0552 \text{ mm}^2 \cdot \text{sr}$ und $n = n_{Luft} = 1$ folgt $L_e = 136 \text{ mW} / (\text{mm}^2 \cdot \text{sr})$, wenn die Emission der Lichtquelle spektral ausschließlich im gewünschten Anregungsband liegt.

Die Anforderung an die Strahldichte einer Lichtquelle kann weiter für jedes Anregungsband einzeln als spektrale Strahldichte-Anforderung beschrieben werden. Abbildung 2.1 kann entnommen werden, dass

die spektrale Breite eines Anregungsbandes im Schnitt ungefähr $\Delta\lambda = 20 \text{ nm}$ beträgt. Mithilfe von

$$L_{e,\lambda} = \frac{L_e}{\Delta\lambda} \quad (8.3)$$

folgt die abgeleitete Anforderung an die Lichtquelle, ausgedrückt als durchschnittliche spektrale Strahldichte im Anregungsband von $L_{e,\lambda} = 6,79 \text{ mW}/(\text{mm}^2 \cdot \text{sr} \cdot \text{nm})$. Es ist darauf hinzuweisen, dass die Abschätzung der Anforderung mithilfe der Etendue zu einer physikalischen Minimalanforderung führt, die weder optische Aberrationen, Transmissionsverluste und Fokusfehler noch den schrägen Einfall der Strahlung beachtet.

Die Anforderung an die spektrale Strahldichte innerhalb eines Anregungsbandes kann mit den untersuchten Leuchtstoffkandidaten aus Kapitel 5 verglichen werden. Dazu wird eine gedachte horizontale Linie in Abbildung 5.5 in Höhe der Anforderung $L_{e,\lambda} = 6,79 \text{ mW}/(\text{mm}^2 \cdot \text{sr} \cdot \text{nm})$ gelegt. Für die mittleren Anregungskanäle scheint die Anforderung mehr als erfüllt zu sein. Im roten Anregungskanal ist die Anforderung ebenso noch erfüllt, allerdings mit weniger Abstand zum Grenzwert. Für das blaue Anregungsband kann die Anforderung höchstens nur mit geringem Abstand zum Grenzwert durch LuGaAG:Ce^{3+} erfüllt werden. Es ist daher zu erwarten, dass insbesondere im roten und noch mehr im blauen Anregungskanal geringere Leistungen als gefordert in der Praxis resultieren werden.

Nach der theoretischen Abschätzung, basierend auf dem grundlegenden physikalischen Prinzip der Etendue, erfolgt im nächsten Unterkapitel die Auslegung des optischen Systems mithilfe der Optiksimulation Zemax OpticStudio.

8.4 OPTISCHER UND MECHANISCHER AUFBAU

Das Optikdesign erfolgt mit Zemax OpticStudio und baut auf dem Design des Anregungssystems des Charakterisierungssetups in Abbildung 5.1 auf. An dieses Setup schließt sich der in Abbildung 8.3 dargestellte Strahlengang an. Dieser beginnt mit einem austauschbaren Leuchtstoff als Lichtquelle, dessen Strahlung mit einer Linse L1 des Typs ACL1210U-A von Thorlabs Inc. kollimiert wird, bevor die Strahlung einen austauschbaren Anregungsfilter passiert. Da die Definition der emittierenden Fläche des Leuchtstoffes mit einer Blende in den Vorversuchen in Kapitel 5.2.4 die erreichbare Strahldichte kompromittiert, wird keine Blende direkt auf dem Leuchtstoff verwendet. Um dennoch die emittierende Fläche zu definieren, die letztlich auf der Zielfläche abgebildet wird, erzeugt Linse L2 des Typs OBF 1.025 von B.Halle Nachfl. GmbH ein Zwischenbild des Leuchtstoffes, in der sich eine anpassbare Irisblende befindet. Mit dieser ist die Spotgröße auf der Zielebene und damit auch die Etendue des Flying-Spot-Projektors anpassbar. Linse L3 des Typs LB1027-A von Thorlabs Inc. kollimiert und Linse L4 des Typs LB1904-A von Thorlabs Inc. fokussiert die Strahlung in Richtung der Zielebene. Bevor die Strahlung auf die Zielebene trifft, passiert diese einen statischen Spiegel sowie einen Rotationsspiegel MR-E-2 von Optotune Switzerland AG. Letzterer lenkt den Strahl auf der Zielebene in zwei Dimensionen. Über der Zielebene befindet sich die Detektionseinheit.

Abbildung 8.4 zeigt eine Skizze des mechanischen Aufbaus inklusive der Anregungsstrahlung des Leuchtstoffes aus Abbildung 5.1. Zum besseren Verständnis ist die Skizze an einigen Stellen vereinfacht. Um das optische System des Flying-Spot-Projektors mit dem Anregungsstrahlengang des Charakterisierungssetups zu kombinieren, wird letzterer um 90° rotiert, sodass die Lochrasterplatte vertikal ausgerichtet

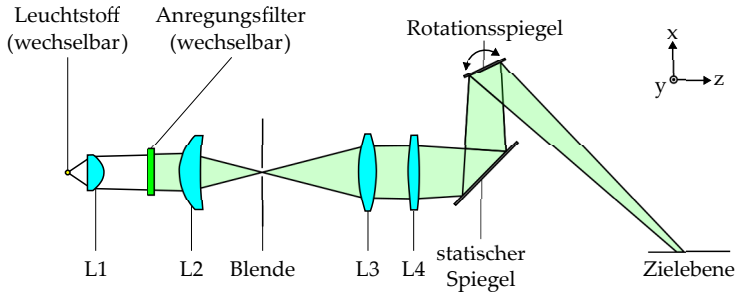


Abbildung 8.3: Strahlengang des Flying-Spot-Projektors, die Abkürzungen L1 bis L4 bezeichnen Linsen. In der zweidimensionalen Darstellung lenkt der Rotationsspiegel den Strahl in der xy-Ebene ab. In der praktischen Umsetzung erfolgt eine Ablenkung in der xz-Ebene.

ist. Der Leuchtstoff ist auf einer Adapterplatte bestehend aus einem modifizierten 30 mm Cage-Element CP31/M montiert. Von diesem Cage-Element ausgehend beginnt ein kurzes Cage-System, das die kollimierende Linse L1 umfasst und schließlich in einem speziell gefertigten Cage-Verbinder endet. Dieses Cage-System ist in der Skizze mit Cage 1 bezeichnet. Das Cage-System Cage 1 wird aus Platzgründen nur an zwei Stäben geführt und ist um 45° um die Leuchtstoff-Normale gedreht, sodass die zwei Cage-Stäbe nicht mit dem mechanischen Aufbau des Anregungsstrahlengangs kollidieren. Der Leuchtstoff ist in dem gezeigten Aufbau nur händisch austauschbar. Da die anregenden Laserstrahlen den Ursprung der Fluoreszenzstrahlung auf dem Leuchtstoff bestimmen, muss der Leuchtstoff in xy-Richtung nicht präzise positioniert werden. Ein Schiebemechanismus wäre denkbar zur Selektion des Leuchtstoffes in einem möglichen Produkt. Die Halterung für die Linse L1 ist speziell angefertigt und weist in x-Richtung nur sehr

dünne Stege auf, um nicht in den Strahlengang der Laserstrahlung zu gelangen. Der Cage-Verbinder am Ende des ersten Cage-Systems ist in der Lage, zwei zueinander rotierte 30 mm Cage-Systeme miteinander zu verbinden. So schließt sich hinter dem Adapter ein zweites Cage-System an, das als Cage 2 bezeichnet wird und alle weiteren Komponenten des Flying-Spot-Projektors beinhaltet. Der Cage-Verbinder ist in der Skizze vereinfacht dargestellt.

Der Filterschieber erlaubt es, durch manuelle Translation verschiedene Anregungsfilter in den Strahlengang zu schieben. Die Linse L2 wird mit einem Cage-Element ohne weitere Justagemöglichkeiten montiert. Damit sich die Blende genau an der richtigen Position in der Fokusebene befindet, ist die Blende in x-, y- sowie z-Richtung fein justierbar. Die optimale Position erfolgt durch die Maximierung der transmittierten Leistung hinter der Blende und vor Linse L3. Das Cage-Element, das Linse L3 haltet, ist fein justierbar in z-Richtung, damit die Strahlung kollimiert werden kann. Für die Linse L4 kommt ein Cage-Element ohne zusätzliche Justagemöglichkeit zum Einsatz. Ebenso wird der statische Spiegel am Ende des Cage Systems Cage 2 mit einer Verkipfung von 45° mit einem Cage-Element für eine 90° -Reflexion fixiert, das keine weitere Einstellmöglichkeit beinhaltet. Der Rotationsspiegel ist in Abbildung 8.4 inklusive des Kühlkörpers skizziert und wird mit einer speziell angefertigten Halterung in das Cage-System integriert. Die Halterung stellt sicher, dass sich der Spiegel an der passenden x-Position befindet und bereits durch die mechanische Halterung so gekippt ist, dass ungefähr die Mitte der Zielfläche ohne Auslenkung getroffen wird. Die Feinjustage der Kippwinkel des Rotationsspiegels erfolgt später per Software. Wie bereits in Abbildung 8.3 erwähnt, befindet sich die Zielebene im praktischen Aufbau in y-Richtung hinter dem statischen Spiegel. In Abbildung 8.4 lenkt der Rotationsspiegel davon abweichend in die xz-Ebene ab, um den gesamten Strahlengang zweidimensional darstellen zu können.

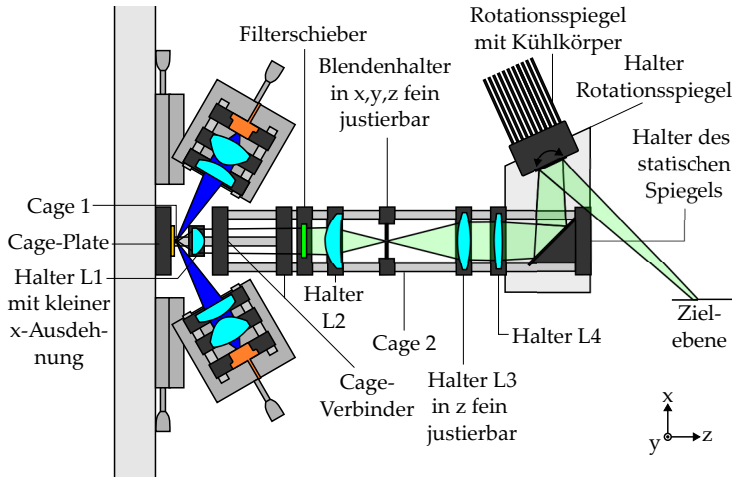


Abbildung 8.4: Mechanischer Aufbau des Flying-Spot-Projektors, in der zweidimensionalen Darstellung lenkt der Rotationsspiegel den Strahl in der xy-Ebene ab. In der praktischen Umsetzung erfolgt eine Ablenkung in der xz-Ebene.

Der gesamte Aufbau in Abbildung 8.4 ist in einen Teststand des Vivalytic-Analysegerätes integriert, um die Eigenschaften des Flying-Spot-Projektors in einem realen System zu charakterisieren. Der Teststand beinhaltet originale Komponenten des Vivalytic-Analysegerätes, unter anderem die Detektionseinheit sowie die Kartusche. Die originale Beleuchtungseinheit wurde für den Einbau des Flying-Spot-Projektors entfernt. Ebenso beinhaltet der Teststand keine äußere Verkleidung, sodass der Aufbau in Abbildung 8.4 in den Teststand integriert werden kann. Weil die Positionierung von Kartusche sowie Detektionseinheit definieren, wie groß der Abstand zwischen Rotationsspiegel und Kartusche ist, stellt die Integration des Flying-

Spot-Projektors in den Vivalytic-Teststand sicher, dass realistische Bedingungen bzgl. der Etendue gegeben sind. Der Aufbau des Flying-Spot-Projektors hat allerdings nicht den Anspruch in den Bauraum der aktuell eingesetzten Beleuchtungsoptik zu passen. Zum einen bietet der in Abbildung 8.4 gezeigte optische und mechanische Aufbau diverse Miniaturisierungspotentiale durch eine Produktentwicklung, zum anderen ist eine Vergrößerung des erlaubten Bauraums der Beleuchtungsoptik bei einer Geräte-Neuentwicklung des Vivalytic-Analysegerätes nicht ausgeschlossen. Abbildung 8.5 zeigt die Integration des Flying-Spot-Projektors in den Vivalytic-Teststand ab der Linse L2 des Projektors. Von der Kartusche ist in Abbildung 8.5 nur der Teil zu sehen, der die Reagenzien enthält. Die Kammer, in der die optische Auswertung stattfindet, befindet sich etwas unterhalb und ist von der Detektionseinheit verdeckt, die sich senkrecht über der Kartusche befindet.

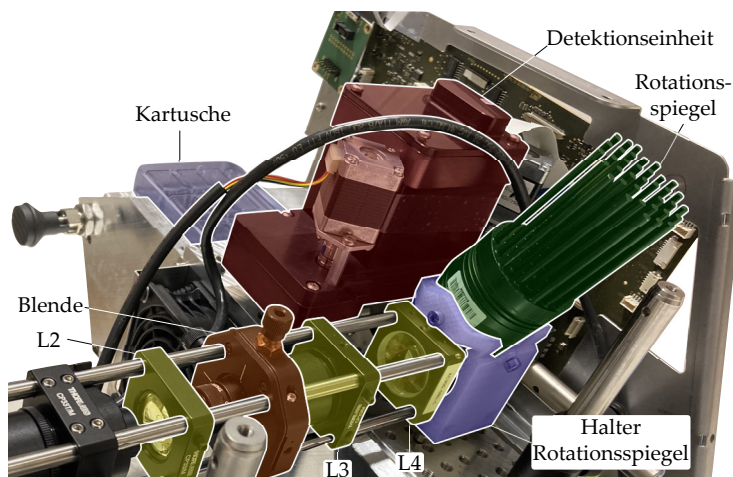


Abbildung 8.5: Integration des Flying-Spot-Projektors in den Vivalytic-Teststand

8.5 PERFORMANZ DER HELLSTEN LICHTQUELLEN

Basierend auf Kapitel 5 kommen die Leuchtstoffe LuGaAG:Ce^{3+} für das 1. Anregungsband und YAG:Ce^{3+} für die drei weiteren Anregungsbänder aus Abbildung 2.1 zum Einsatz, da diese die höchste Strahldichte in den jeweiligen Anregungsbändern aufweisen. Eine Ausnahme ist das 2. Anregungsband. Hier wäre LuAG:Ce^{3+} am besten geeignet. Weil die Strahldichte sowohl für YAG:Ce^{3+} als auch für LuAG:Ce^{3+} deutlich über dem in Unterkapitel 8.3 berechneten Strahldichtelimit liegt, die Beschränkung auf nur zwei auszutauschende Leuchtstoffe in der Praxis vorteilhaft hinsichtlich Komplexität wie

auch Kosten ist und YAG:Ce^{3+} im 4. Anregungsband eine höhere Strahldichte als LuAG:Ce^{3+} aufweist, wird nur die Performanz von YAG:Ce^{3+} neben der von LuGaAG:Ce^{3+} im Flying-Spot-Projektor demonstriert.

Zur Messung der Performanz der Leuchtstoffe im Flying-Spot-Projektor wird die Blende so eingestellt, dass auf der Zielebene eine Spotgröße mit einem Durchmesser von 2 mm resultiert. Die Performanz der Leuchtstoffe lässt sich bei definierter Spotgröße durch die erreichbare Leistung angeben. Folglich sind eine Messung der Spotgröße sowie eine Leistungsmessung durchzuführen. Zusätzlich überprüft eine spektrale Messung die korrekte spektrale Filterung.

Die Bestimmung der Spotgröße erfolgt ohne die Vivalytic-Detektionseinheit. Anstelle dessen kommt eine monochrome Kamera des Typs Basler Ace acA1440-220um mit dem Objektiv C23-1216-2M-S f12mm zum Einsatz, welche senkrecht über der Kartusche platziert ist. Die Kartusche befindet sich während der Spotgrößenbestimmung im Teststand, wird allerdings mit einem weißen Papier abgedeckt, das den Anregungspot streut und damit für die Kamera sichtbar macht. Die Spotgröße wird an fünf Punkten gemessen, im Zentrum sowie an den Eckpunkten des angestrebten Ausleuchtbereichs. Es ist wichtig, nicht nur an einem Punkt zu messen, da die Fokusebene des Flying-Spot-Projektors auf einer Kugeloberfläche liegt und so an jeder Position der ebenen Kartuschenoberfläche leicht andere Spotgrößen resultieren. Details dazu sind in [138] zu finden. Weil die Strahlung aus ungefähr 45° auf die Kartusche trifft, sind die Spots elliptisch. Für die Spotgrößenberechnung wird nur die kürzere Seite parallel zur Kante der Kartusche berücksichtigt, da die Ausdehnung aufgrund der Projektion unter dem 45° Winkel in der Etendue-Berechnung nicht berücksichtigt wurde und so beide Werte ungefähr vergleichbar sind. Der Abstand zwischen

dem $1/e$ -Abfall auf beiden Seiten des Spots wird als Spotdurchmesser interpretiert.

Für die Leistungsmessung wird auch die Kartusche aus dem Teststand entfernt. An der Position der Kartusche befindet sich die Photodiode 918D-SL-OD1R eines Leistungsmessgerätes, das mit der Ausleseinheit 1919-R bedient wird. Beide Komponenten sind von mks NewportTM. Die Photodiode ist so verkippt, dass der Strahl ungefähr senkrecht auf die aktive Fläche trifft. Durch Anpassung der Entfernung zwischen Photodiode und Rotationsspiegel wird sichergestellt, dass der Spot die aktive Fläche der Photodiode nicht überstrahlt. Die Messung erfolgt anders als bei der Spotgrößenbestimmung nur an einer Position, da davon auszugehen ist, dass die Leistung des Spots nicht von dem Kippwinkel des Rotationsspiegels abhängt. Für die Messung wird die Leistung der Pumplaser schrittweise erhöht, bis die Fluoreszenz des Leuchtstoffes wieder einbricht. Die Fluoreszenz wird mit der Photodiode an der Position der Kartusche gemessen. Deren maximaler Messwert entspricht gleichzeitig der erreichbaren Leistung. Die Messung der Spotgröße sowie der Leistung sind ausführlich in [138] dokumentiert.

Für die Messung des Spektrums wird das Leistungsmessgerät durch ein Spektrometer ausgetauscht. An die Stelle der Photodiode kommt ein Kosinuskorrektor CCSA von Thorlabs Inc., an dessen Ausgang das fasergekoppelte Spektrometer HR4Pro von Ocean Optics Inc. angebracht ist.

Für die vier Anregungskanäle wurden die Spotgrößen auf $\pm 10\%$ genau auf 2 mm im Durchmesser eingestellt. Die Messung ergibt für den Spotdurchmesser 1,8 mm im 1., 2,1 mm im 2., 2,0 mm im 3. und 1,9 mm im 4. Anregungsband. Im 2. und 3. Anregungsband werden Leistungen über der gesetzten Anforderung von 7,5 mW erreicht. Im

2. Anregungsband kommen 11,3 mW an der Kartusche an, im 3. Anregungsband sind es sogar 14,7 mW. Das 4. Anregungsband liegt in der fallenden Flanke von YAG:Ce³⁺ und befindet sich mit 4,4 mW unter der gesetzten Anforderung. Im 1. Anregungsband wird mit 4 mW noch etwas weniger Leistung erreicht. Abbildung 8.6 zeigt die gemessenen Spektren, gewichtet mit der jeweils gemessenen Leistung.

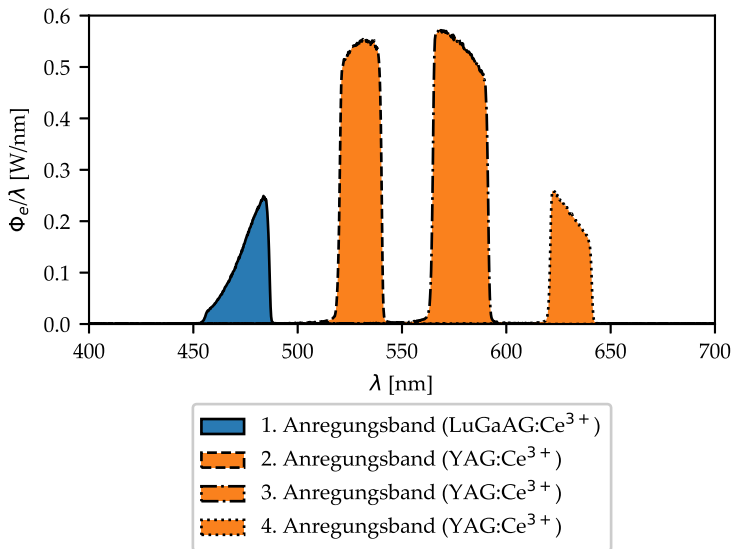


Abbildung 8.6: Spektren der Anregungsbänder des Flying-Spot-Projektors

Der im Rahmen meiner Promotion veröffentlichte Konferenzbeitrag [138] stellt fest, dass es sich bei Kyocera SLD LaserLight um eine der hellsten, integrierten Leuchtstoff-konvertierten Lichtquellen am Markt

handelt und charakterisiert diese in einen Flying-Spot-Projektor mit dem gleichen Rotationsspiegel, Abstand l zur Kartusche und Spotgröße d_{spot} wie im Flying-Spot-Projektor, der in diesem Kapitel vorgestellt wird. Da sich lediglich die Kollimationsoptik unterscheidet, sind die Ergebnisse grob miteinander vergleichbar. Abbildung 8.7 zeigt, dass die

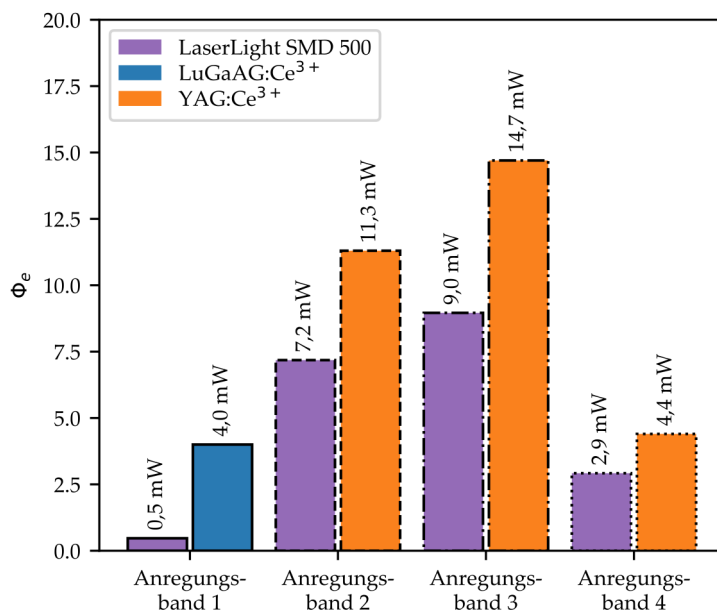


Abbildung 8.7: Vergleich der Performanz der ausgewählten Leuchtstoffe mit LaserLight SMD 500 im Flying-Spot-Projektor

ausgewählten Leuchtstoffe, LuGaAG:Ce³⁺ und YAG:Ce³⁺, in allen Anregungsbändern die integrierte Lichtquelle LaserLight SMD 500 übertreffen, besonders deutlich im 1. Anregungsband.

Die höhere Performanz könnte auf eine bessere Effizienz und ein geringere thermische Löschung der ausgewählten Leuchtstoffe zurückzuführen sein. Weiterhin trägt der geringere Integrationsgrad und damit der größere Abstand zwischen Laser und Leuchtstoff dazu bei, besser Wärme abzuführen, dadurch die Temperatur zu verringern und so höhere Strahldichten zu erreichen. Ein insbesondere für das 1. Anregungsband relevanter Grund für eine höhere resultierende Strahldichte ist die Auswahl von Leuchtstoffen mit passendem Spektrum.

Die Bedeutung der höheren erreichten Leistung auf der Zielfläche kann an einem Beispiel veranschaulicht werden. Das Beispiel zeigt gleichzeitig, dass die Abweichung von der geforderten Leistung zwar nachteilig ist, aber dennoch kein Ausschlusskriterium sein muss. Das Beispiel geht davon aus, dass die Auswertung eines qPCR-Tests in 25 Zyklen abläuft. In jedem Zyklus erfolgt die Messung der Fluoreszenz. Wird die Zielfläche mit der geforderten Leistung von 7,5 mW ausgeleuchtet, so resultiert ein Fluoreszenzsignal, das die Detektionseinheit innerhalb einer Integrationszeit von 500 ms messen kann. Steht eine geringere Leistung der Anregungsstrahlung zur Verfügung, so folgt ebenso proportional weniger Fluoreszenzleistung wodurch die Integrationszeit des Detektionssystems umgekehrt proportional steigt. Eine höhere Anregungsleistung als die geforderten 7,5 mW soll nicht genutzt werden, um die Probe nicht unnötig zu erwärmen. Entspricht die Leistung der Anregungsstrahlung in jedem spektralen Anregungsband den geforderten 7,5 mW, so resultiert eine aufsummierte Messdauer von $500 \text{ ms} \cdot 4 \cdot 25 = 50 \text{ s}$. Für die ausgewählten Leuchtstoffe LuGaAG:Ce^{3+} und YAG:Ce^{3+} liegt die summierte Messdauer bei 1 min und 10 s. Wird die integrierte Lichtquelle LaserLight SMD 500 genutzt, so ist im Beispiel mit einer aufsummierten Messdauer von 4 min und 5 s zu rechnen. Da die Gesamtdauer eines qPCR-Tests inklusive aller weiteren Schritte wie beispielsweise die Realisierung der Thermozyklen nur

ungefähr eine Stunde insgesamt benötigt, hat die Dauer der optischen Auswertung einen deutlichen Einfluss. Die Beispielrechnung zeigt, dass die ausgewählten Leuchtstoffe die Messdauer im Vergleich zur integrierten Lichtquelle deutlich verbessern können und bereits der Anforderung nahekommen.

8.6 ZUSAMMENFASSUNG

Um Analysegeräte für zukünftige Technologien vorzubereiten und neue Tests schnell auf den Markt bringen zu können, sind flexible Schnittstellen zwischen Kartusche und Analysesystem essentiell. Ziel des vorliegenden Kapitels ist es, mit der Ausleuchtung auf der Kartusche eine Schnittstelle zwischen Analysegerät und Kartusche zu flexibilisieren. Dazu wird eine Beleuchtungseinheit mit erweitertem Funktionsumfang aufgebaut, die das Konzept 1 aus Kapitel 6 aufgrund der hohen Realisierbarkeit nutzt und auf der hohen Strahldichte von LERP-Lichtquellen beruht.

Die Anforderungen an die Beleuchtungseinheit basieren auf den Anforderungen an das Vivalytic-Analysegerät. Zu den Anforderungen zählt eine Bauraumbeschränkung durch das Detektionssystem des Analysegerätes, was dazu führt, dass das letzte optische Element des Beleuchtungssystems einen Mindestabstand zur Zielfläche einhalten muss. Weiterhin sind ein Ausleuchtbereich, der Spotdurchmesser auf der Zielfläche der Kartusche sowie die Leistung in jedem Anregungsband definiert.

Unter diesen Anforderungen scheint die Realisierung als Flying-Spot-Projektor am sinnvollsten, der zu den Projektionssystemen mit be-

weglichen optischen Elementen zählt und sich damit von additiven und subtraktiven optischen Systemen abgrenzt. Die Wahl der Ablenkeinheit des Flying-Spot-Projektors fällt auf einen Rotationsspiegel mit einer runden aktiven Fläche mit einem Durchmesser von 15 mm.

Aus der Apertur des Rotationsspiegels, der Entfernung zur Kartusche, dem Spotdurchmesser auf der Kartusche und der geforderten Leistung ergibt sich die Anforderung an die Lichtquelle, die sich als Strahldichte oder unter der Annahme der spektralen Breite eines Anregungsbandes als durchschnittliche spektrale Strahldichte innerhalb des Anregungsbandes formulieren lässt. Im betrachteten Beleuchtungssystem liegt die Anforderung mit geringem Abstand unter $7 \text{ mW}/(\text{mm}^2 \cdot \text{sr} \cdot \text{nm})$ unter der Annahme von 20 nm breiten spektralen Anregungsbändern. Diese Anforderung lässt sich auf die Ergebnisse aus Kapitel 5 anwenden. Aus den untersuchten Leuchtstoffen sind insbesondere LuGaAG:Ce³⁺ sowie YAG:Ce³⁺ interessant für die gegebenen spektralen Anregungsbänder.

Die ausgewählten Leuchtstoffe werden in den Flying-Spot-Projektor integriert, dessen optischer und mechanischer Aufbau in Kapitel 8.4 beschrieben ist. Um die Leuchtstoffe unter realen Bedingungen, abgesehen von einem einzuhaltenden Bauraum, testen zu können, erfolgt der Einbau des Flying-Spot-Projektors in einem Vivalytic-Teststand. Bei einer Spotgröße von 2 mm übertreffen die ausgewählten Leuchtstoffe die Anforderungen an die Leistung im 2. und 3. Anregungsband. Im 1. und 4. Anregungsband erreichen diese immerhin noch mehr als die Hälfte der geforderten Leistung. Im Vergleich zu einer der hellsten kommerziell verfügbaren Leuchtstoff-konvertierten Lichtquelle, LaserLight SMD 500, liefern die ausgewählten Leuchtstoffe in allen Anregungsbändern mindestens 50 % mehr Leistung. Insbesondere im 1. Anregungsband stellt LuGaAG:Ce³⁺ einen geeigneten Leuchtstoff dar, der die sonst

genutzte Halbleiterstrahlung durch Fluoreszenzstrahlung ersetzt. Dies bringt Vorteile bei der spektralen Stabilität.

Kapitel 9

DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, das Potential Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen in der fluoreszenzbasierten, patientennahen Labordiagnostik zu bewerten. Der erste Schritt in der Bewertung war die Ableitung von Anforderungen am Beispiel eines qPCR-Chiplabors. Im zweiten Schritt galt es herauszufinden, ob diese Anforderungen von verfügbaren Leuchtstoffen erfüllt werden können. Wenn dem so ist, sollte für die abschließende Bewertung der Leuchtstoffe ein geeignetes Beleuchtungssystem gefunden werden, in dem konkrete Vorteile des Einsatzes Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen nachgewiesen werden können.

Die Verfolgung dieser vier Ziele ermöglicht es, die übergeordneten Forschungsfragen zu beantworten:

- Befinden sich unter den spektral schmalbandigen Leuchtstoffen vielversprechende Kandidaten, die ohne zusätzliche oder mit weniger zusätzlichen spektralen Filtern ein stabiles und für die Anwendung passendes Spektrum erzeugen können?
- Können LERP-Lichtquellen die Vorteile einer Leuchtstoff-konvertierten LED mit einer hohen spektralen Strahldichte kombinieren?
- Existieren Leuchtstoffe, welche die beiden Eigenschaften, eine hohe Strahldichte und ein spektral selektives und stabiles Spektrum, kombinieren?

Die Beschreibung einer Fluoreszenzanalyse in der patientennahen Labordiagnostik in Kapitel 2.1 nennt bereits die grundlegenden Anforderungen an eine Lichtquelle. Ein Vergleich vorhandener Lichtquellen in Kapitel 2.2 zeigt, dass sowohl selektive Fluoreszenzspektren als auch Leuchtstoffe mit hoher Strahldichte Vorteile in der Anwendung bieten können. Mit spektral schmalbandigen Leuchtstoffen besteht grundsätzlich die Möglichkeit, vereinfachte Filterkonzepte zu realisieren, allerdings mit einem höheren Übersprechen als das Anwendungsbeispiel erlaubt.

LERP-Lichtquellen kombinieren vorteilhafte Eigenschaften von vielfach in der Medizintechnik eingesetzten Gasentladungslampen sowie LED-basierten Lichtquellen und stellen somit einen guten Kompromiss für die fluoreszenzbasierte, patientennahe Labordiagnostik dar. Eine Herausforderung von LERP-Lichtquellen liegt in der Erzeugung von Strahlung im blauen und roten Wellenlängenbereich. Im Rahmen der Arbeit wurde ein Leuchtstoff identifiziert, der die Lücke im kurzwelligen Spektralbereich teilweise schließt.

Vorteile in der Anwendung zeigen LERP-Lichtquellen bei der spektralen Filterung. Am Beispiel einer Hologrammkaskade wurde gezeigt, dass mit der hohen Strahldichte von LERP-Lichtquellen eine bessere Filterwirkung hinsichtlich Breite des Filterspektrums sowie Transmission als bei vergleichbaren LED-basierten Lichtquellen erreicht wird. Die hohe Strahldichte ist insbesondere im miniaturisierten optischen System relevant. Darüber hinaus zeigt die vorliegende Arbeit, dass mit Hilfe der LERP-Lichtquellen eine Etendue-limitierte Beleuchtungseinheit aufgebaut werden kann, die eine flexible geometrische Beleuchtung einer Kartusche ermöglicht. Aufgrund der schwierigen Erzeugung von Strahlung im blauen und roten Wellenlängenbereich müssen allerdings Abstriche bei der resultierenden Leistung in zwei von vier Anregungsbändern hingenommen werden.

Das Ziel des vorliegenden Kapitels ist, die benannten Ergebnisse in den Kontext der Forschungsfragen einzuordnen und mit Ergebnissen aus der Literatur zu vergleichen. Die Methodik wie auch die Datenlage wird kritisch hinterfragt, um Interpretationsgrenzen aufzuzeigen. Mit einer Zusammenfassung der erzielten Erkenntnisse lassen sich die Auswirkungen auf das Forschungsfeld, sowie praktische Anwendungsbeispiele ableiten. Um anschließende Arbeiten zu fördern, erfolgt abschließend eine Übersicht über noch offene Fragen, sinnvolle Forschungsthemen und eine Zusammenfassung der gewonnenen Erkenntnisse zur Optimierung der eingesetzten Methoden. Aufgrund der Unterschiede zwischen Leuchtstoffen mit selektivem Emissionsspektrum und Leuchtstoffen, die eine hohe Strahldichte emittieren, teilt sich das Kapitel in zwei Teile.

9.1 LEUCHTSTOFFE MIT SPEKTRAL SELEKTIVER EMISSION

Die Untersuchung spektral selektiver Leuchtstoffe geht auf die ersten beiden Forschungsfragen aus Kapitel 1.2 ein. 1. Mit der Berechnung des Übersprechens zeigt Kapitel 4.1, wie eine realistische Anforderung an die spektrale Breite des Emissionsspektrums eines Leuchtstoffes in Abhängigkeit des gewählten Filterkonzeptes zu stellen ist. 2. Die Vorauswahl und anschließende Gruppierung vielversprechender mikroskaliger Leuchtstoffe anhand der spektralen Breite ihres Emissionsspektrums basierend auf einer Literaturrecherche in Kapitel 4.2 beantwortet die zweite Forschungsfrage, ob verfügbare Leuchtstoffe die zuvor gestellten Anforderungen erfüllen. Aufgrund mangelnden Potentials für die Zielanwendung wurden die Forschungsfragen drei

und vier im Kontext spektral selektiver Leuchtstoffe zugunsten einer detaillierteren Untersuchung von Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte nicht näher untersucht.

Die vorliegende Untersuchung kommt zu dem Schluss, dass insbesondere spektral selektive mikroskalige Leuchtstoffe mit Emission bei roten Wellenlängen fehlen. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Erkenntnissen aus der Beleuchtungsindustrie und Displaytechnologie. Meyer und Tappe beschreiben in [81], dass schmalbandige Leuchtstoffe, anregbar mit blauer Strahlung und Emission im langwelligen roten Spektralbereich, benötigt werden, um Weißlicht mit einer guten Farbwiedergabe, einer geringen Farbtemperatur und einer hohen Lichtausbeute zu erzeugen. Zur Realisierung von Displays kommen ebenfalls schmalbandige grüne und rote Leuchtstoffe zu Einsatz. Auch hier besteht die Herausforderung, einen Leuchtstoff mit spektral selektiver Emission bei roten Wellenlängen und guter Stabilität gegenüber Umgebungseinflüssen zu finden [24], [82].

Auch wenn die Ergebnisse mit der vorhandenen Literatur übereinstimmen, sollen im Folgenden die Methodik sowie die Quell- und Datenlage hinterfragt werden, um Interpretationsgrenzen abzuleiten. Die folgenden Abschnitte gehen zuerst auf die Berechnung des Übersprechens ein. Daran schließt sich eine kritische Betrachtung der Leuchtstoffauswahl an.

Die Anforderung an die maximal erlaubte spektrale Breite von Leuchtstoffen resultiert aus einer Berechnung des Übersprechens. Diese erfolgt an der Beispielanwendung aus Kapitel 2.1, die aus einem Set mit vier Farbstoffen besteht. Die Berechnung und damit auch die Anforderung an die Leuchtstoffe sind nur für das betrachtete System gültig. Grund hierfür ist eine starke Abhängigkeit des Übersprechens von dem Multiplexgrad, der den spektralen Abstand zwischen den Farbstoffspektren bestimmt. Für kleinere Multiplexgrade ist beispielsweise

weniger Übersprechen zu erwarten. Für ein System mit demselben Multiplexgrad, aber anderen Farbstoffen ist ein ähnliches Übersprechen zu erwarten. Der genaue Zahlenwert des Übersprechens hängt von der spektralen Breite und Position der Anregungs- und Emissionsspektren der Farbstoffe ab.

Die Anforderung an ein maximales Übersprechen von 2 % orientiert sich ebenfalls an der Beispielanwendung und ist damit nicht allgemeingültig. Dieser Anforderung liegt die Annahme zugrunde, dass das Übersprechen aufgrund von Unsicherheiten nur bedingt korrigiert werden kann. Folglich hängt die Anforderung an das Übersprechen von der zu erreichenden Messgenauigkeit und insbesondere von der Kalibrierung des Systems ab. Eine Änderung der Messgenauigkeit oder des Kalibrierkonzeptes kann die Anforderung relaxieren, wodurch spektral selektive Leuchtstoffe als Lichtquelle in Frage kommen können.

Das berechnete Übersprechen ist auch für das konkrete System als Abschätzung zu verstehen, da die Berechnung aufgrund von Annahmen und Vereinfachungen mit Unsicherheiten behaftet ist. Die Unsicherheiten beeinträchtigen jedoch nicht die Schlussfolgerung, dass es kein passendes Set an Leuchtstoffen für das Referenzsystem gibt, da die Lücke in der Verfügbarkeit von Leuchtstoffen mit spektral selektiver Emission im Spektralbereich zwischen 590 nm und 650 nm deutlich ist. Relevante Annahmen und Vereinfachungen der Berechnung sind im Folgenden kurz zusammengefasst:

- Die Fluoreszenzspektren der Leuchtstoffe weichen in Form und Spitzenwellenlänge von den Gauß-Kurven, die diese in der Berechnung repräsentieren, ab.
- Weder die spektrale Breite der Anregungs- und Detektionsbänder noch die spektrale Lage dieser Bänder und der Gauß-Kurven

wurde hinsichtlich des Übersprechens im Gesamtsystem optimiert. An dieser Stelle vertraut die Abschätzung darauf, dass die Beispielanwendung in Kapitel 2.1 diese Optimierung bereits vorgenommen hat.

- Farbstoffe weisen in der Realität abweichend von der hier getroffenen Annahme nicht die gleiche Effizienz auf.
- Ebenso geht die Sensitivität eines Detektors nicht mit in die Berechnung ein.

Die Bewertung verfügbarer Leuchtstoffe an den identifizierten Anforderungen birgt das Risiko, nicht alle in Frage kommenden Leuchtstoffe berücksichtigt zu haben. Die Interpretation der durchgeführten Bewertung beschränkt sich ausschließlich auf mikroskalige Leuchtstoffe, da in einer Voruntersuchung nanoskalige Leuchtstoffe und Quantenpunkte begründet ausgeschlossen wurden. Insbesondere Quantenpunkte weisen allerdings vielversprechendere Spektren auf.

Eine weitere Schwierigkeit in der Bewertung verfügbarer Leuchtstoffe ist die Datenlage. Emissionsspektren der Leuchtstoffe sind in den meisten Fällen nur grafisch in einem Datenblatt oder einer wissenschaftlichen Arbeit verfügbar. Die Anfrage nach den Quelldaten ist nicht immer möglich und bei der Vielzahl an Leuchtstoffen sehr aufwendig. Ein manuelles Ablesen der grafischen Darstellung ist ebenfalls zeitaufwendig und darüber hinaus ungenau sowie fehleranfällig. Im Rahmen der Arbeit wurde zu diesem Zweck ein Skript entwickelt, um die Daten semi-automatisiert aus einer grafischen Darstellung zu interpretieren. Dieses Vorgehen minimiert Fehler sowie Ungenauigkeiten und bietet einen vertretbaren zeitlichen Aufwand, sodass es möglich war, eine Vielzahl an Leuchtstoffen zu vergleichen.

Neben der Verfügbarkeit der Messdaten gibt es eine weitere Einschränkung in den Daten: Leuchtstoffspektren sind abhängig von der Anregungswellenlänge und der chemischen Zusammensetzung des Wirtsmaterials sowie der Konzentration der Aktivatoren. Da nur dedizierte Mischungen charakterisiert werden und auch nur für eine Anregungswellenlänge, sind nicht alle möglichen Fluoreszenzspektren repräsentiert. Es ist allerdings zu erwarten, dass die fehlenden Spektren den vorhandenen Spektren ähneln und dadurch kein Leuchtstoff im roten Spektralbereich mit selektivem Emissionsspektrum übersehen wurde.

Auch wenn gewisse Annahmen getroffen wurden und die Datenlagen Herausforderungen mit sich bringt, lässt sich aus der Untersuchung schlussfolgern, dass die Nutzbarkeit von Leuchtstoffen stark von dem Multiplexgrad der Fluoreszenzanalyse, der Anforderung an das Übersprechen sowie der Anforderung an die Strahldichte abhängt. In einem Wellenlängenbereich zwischen 590 nm und 650 nm existieren keine mikroskaligen Leuchtstoffe mit einem Emissionsspektrum, dessen Halbwertsbreite kleiner 60 nm ist. Das Fehlen passender Leuchtstoffe macht eine Fluoreszenzanalyse mit einem Multiplexgrad von vier und den betrachteten vereinfachten Filterkonzepten unmöglich, wenn das Übersprechen unter 2 % sein soll. In diesem Fall sind hochwertige Filter unumgänglich.

Für ein höheres, erlaubtes Übersprechen oder einen geringeren Multiplexgrad besteht die Möglichkeit, dass sich mikroskalige Leuchtstoffe mit vereinfachten Filterkonzepten eignen. Mit dichroitischen Kantenfiltern konnte das Übersprechen beispielsweise auf ca. 5 % begrenzt werden. Ebenso besteht die Möglichkeit, dass Quantenpunkte in Anwendungen eingesetzt werden, in denen ein geringes Übersprechen aber auch weniger Strahldichte benötigt wird. Aufgrund ihres Emissionsspektrums mit kleinerer Halbwertsbreite als das von mikroskaligen

Leuchtstoffen sind vereinfachte Filterkonzepte auch bei einem Multiplexgrad von vier und hohen Anforderungen an das Übersprechen möglich. Im Rahmen der Arbeit wurde ein konkretes Konzept entwickelt, das mit einer geringeren Strahldichte arbeiten kann, und als Patent [162] eingereicht.

Insbesondere für niedrigpreisige Chiplabore sind Leuchtstoffe mit spektral selektiver Emission in Kombination mit vereinfachten Filterkonzepten sinnvoll, da meist ein geringerer Multiplexgrad eingesetzt und eine weichere Anforderung an die Messgenauigkeit gestellt wird. In diesem Segment stellen die untersuchten Leuchtstoffe eine Alternative zu direkt-emittierenden LEDs dar und bieten im Vergleich eine potentiell höhere spektrale Stabilität. Die in den Tabellen 4.2 bis 4.4 zusammengefassten Leuchtstoffe können zukünftiger Forschung und Entwicklung helfen, geeignete Leuchtstoffe für das jeweilige Chiplabor-Projekt zu identifizieren. Die Übersicht über spektral selektive Leuchtstoffe ist nicht nur für die patientennahe, fluoreszenzbasierte Medizintechnik relevant, sondern auch für die Display-Technologie sowie die Beleuchtungstechnik.

Im Falle der Weiterverfolgung der Konzepte mit spektral selektiven Leuchtstoffen in einer weiteren Arbeit umfassen die nächsten Schritte die Untersuchung der erreichbaren Strahldichte mit den spektral passenden Kandidaten sowie eine detaillierte Betrachtung der spektralen Unsicherheiten. Insbesondere muss für kleine Halbwertsbreiten der Leuchtstoff-Emissionsspektren die in Kapitel 2.4 angeführte These, dass Leuchtstoffe geringere spektrale Unsicherheiten als direkt-emittierende LEDs aufgrund der Herstellung in großen Chargen und einer möglicherweise besseren thermischen Anbindung aufweisen, überprüft werden. Da die spektrale Stabilität der bedeutendste Vorteil von Leuchtstoffen gegenüber direkten LEDs ist, sollte ein direkter,

experimenteller Vergleich zwischen direkten LEDs und Leuchtstoffen erfolgen.

Weiterhin wurden die Forschungsfragen drei und vier für spektral selektive Leuchtstoffe nicht beantwortet. Grund hierfür ist ein zu hohes Übersprechen in der Beispielanwendung. In einer weiterführenden Forschungsarbeit, die eine Zielanwendung mit gelockerten Anforderungen betrachtet, gilt es daher, die Leuchtstoffe in ein konkretes Beleuchtungssystem zu integrieren und deren Vorteile in der Anwendung zu untersuchen. Als Zielanwendung kommen Chiplabore in Frage, die einen geringeren Grad an Multiplexing aufweisen oder geringere Anforderungen an das Übersprechen stellen.

Alternativ kann eine weiterführende Forschungsarbeit mit einer Unsicherheitsbetrachtung die resultierende Messunsicherheit in Abhängigkeit der eingesetzten Spektren und deren Unsicherheiten optimieren. Die Beispielanwendung aus der vorliegenden Arbeit sieht vor, dass bei jeder Messung nur möglichst ein Farbstoff angeregt und dessen Fluoreszenz möglichst isoliert gemessen wird. Quelle [61] hat jedoch in einem anderen Kontext herausgefunden, dass Filter mit breiteren Durchlassbereichen im Transmissionsspektrum zu insgesamt geringeren Unsicherheiten bei der Rekonstruktion eines Spektrums aus spektral integrierten Messungen führen können. Diese Aussage trifft nach [61] genau dann zu, wenn - übertragen auf die Fluoreszenzanalyse - die Emissionsspektren der Farbstoffe Unsicherheiten aufweisen. Eine ähnliche Untersuchung wie in [61] kann auf die Fluoreszenzanalyse angewandt werden.

Kommt die Methode zur Berechnung des Übersprechens in einer weiterführenden Forschungsarbeit erneut zum Einsatz, kann diese weiterentwickelt werden, indem die Effizienz der Farbstoffe im Farbstoffgemisch berücksichtigt wird, sofern diese bekannt ist. Die Qualität der Berechnung steigert sich weiter, wenn anstelle der Gauß-

Kurven die gemessenen Fluoreszenzspektren der Farbstoffe genutzt werden. Eine ganzheitliche Optimierung der zentralen Wellenlängen von Anregungs- sowie Detektionsfilter sowie der eingesetzten Leuchtstoffe und optional Farbstoffe mit dem Ziel, Übersprechen zu reduzieren, kann ebenfalls sinnvoll sein.

Abschließend werden die wichtigsten Aspekte der Diskussion zusammengefasst. In die Untersuchung gehen Annahmen und Vereinfachungen ein, dennoch kommt diese zu dem eindeutigen Ergebnis, dass aktuell verfügbare spektral selektive Leuchtstoffe aufgrund des Fehlens schmalbandiger, rot-emittierender Leuchtstoffe nicht für die Beispielanwendung mit einem Multiplexgrad von vier und einem Übersprechen kleiner oder gleich 2 % geeignet sind. Die Anforderungen an Leuchtstoffe sind allerdings stark abhängig von der Anwendung. Daher sind aktuell verfügbare, spektral selektive Leuchtstoffe in Kombination mit vereinfachten Filterkonzepten insbesondere für Fluoreszenzanalyse mit einem Multiplexgrad kleiner vier und weichen Anforderungen an das Übersprechen interessant. Auch wenn nicht die erhofften Vorteile für die Beispielanwendung nachgewiesen werden konnten, zeigt die Untersuchung trotzdem das Potential spektral selektiver Leuchtstoffe für quantitative Fluoreszenzanalysen, sodass in Zukunft idealerweise neben direkten LEDs und Leuchtstoff-konvertierten LEDs mit kontinuierlichem Spektrum nun auch Leuchtstoff-konvertierte LEDs mit selektivem Spektrum für eine Anwendung in der patientennahen Labordiagnostik diskutiert werden. Darüber hinaus kann die Beschreibung der Anforderungen an Leuchtstoffe Forschungsprojekte zu Leuchtstoffen inspirieren.

9.2 LEUCHTSTOFFE MIT HOHER STRAHLDICHTHE

Die erste Forschungsfrage, die in Kapitel 1.2 genannt ist, zielt darauf ab, Anforderungen an Leuchtstoffe mit hoher Strahldichte zu definieren. Da eine höhere Strahldichte komplexere und damit auch fortgeschrittenere optische Systeme ermöglicht, kann die Strahldichte-Anforderung nur an einer konkreten Beispielanwendung beantwortet werden. Kapitel 8.3 betrachtet eine flexible Beleuchtungseinheit, die Leuchtstoffe als Lichtquelle einsetzt und in einem Chiplabor zum Einsatz kommt, als Beispielanwendung. Die Strahldichte-Anforderung an die Leuchtstoffe wird als theoretisch minimal benötigte spektrale Strahldichte in einem Anregungsband ausgedrückt und wurde mithilfe der Etendue an der Beispielanwendung berechnet. Eine Literaturrecherche in Kapitel 5 identifiziert vielversprechende Leuchtstoffe, die anschließend in einem Charakterisierungssetup vermessen werden, um herauszufinden, ob diese die Anforderungen erfüllen und damit die zweite Forschungsfrage aus Kapitel 1.2 zu beantworten. Die dritte Forschungsfrage nach möglichen Anwendungen beantworten Kapitel 7 und 8, indem diese eine Hologrammkaskade sowie eine flexible Beleuchtungsoptik beschreiben und charakterisieren. Die Hologrammkaskade zeigt das Miniaturisierungspotential und die flexible Beleuchtungsoptik die Umsetzbarkeit komplexer optischer Systeme als Vorteil von Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte. Damit ist die vierte Forschungsfrage beantwortet.

Mit Blick auf verfügbare Studien, die Leuchtstoffe charakterisieren, fällt auf, dass die Ergebnisse nur schwer miteinander vergleichbar sind. Im Rahmen der Untersuchung wurde gezeigt, dass die Pumpleistung und -bestrahlungsstärke zur Erzeugung der maximalen Strahldichte sowie die maximale Strahldichte selbst abhängig von der Spotgröße der Pumpstrahlung ist. Diese Erkenntnis deckt sich mit [146]. Für die

maximal erreichte, gemittelte Strahldichte ist außerdem die Eintrittspupille eines sich anschließenden optischen Systems relevant. Am besten lassen sich noch die Ergebnisse der kommerziellen Lichtquelle, Kyocera LaserLight SMD 500, für einen Vergleich nutzen, da die Größe des Pumpspots auf dem Leuchtstoff mit dem Design der Lichtquelle vorgegeben ist. Die in Kapitel 5.1.4 gemessene Strahldichte der Lichtquelle liegt in der gleichen Größenordnung wie deren Wert aus dem Datenblatt. Abweichungen sind auf Variationen zwischen Lichtquellen bzw. Leuchtstoffen, Messungenauigkeiten sowie das Fehlen eines Messstandards [163] zurückzuführen.

Zur Validierung des Vorgehens bei der Charakterisierung bietet es sich besser an, die typische Messkurve aus Strahldichte über Bestrahlungsstärke bzw. Laserleistung zu vergleichen. Diese Kurven stimmen mit bisher veröffentlichten Forschungsarbeiten überein. [19], [107], [118], [146]

Aus den Ergebnissen der Charakterisierung zeichnet sich ab, dass die höchste spektrale Strahldichte bei grünen Wellenlängen mit LuAG:Ce³⁺ und YAG:Ce³⁺ erreicht wird. Diese Erkenntnis überrascht nicht, da diese Leuchtstoffe und insbesondere YAG:Ce³⁺ aufgrund des stabilen Granat-basierten Materialsystems zu den am meisten genutzten Leuchtstoffen zählen [7] und gut erforscht sind.

Zur Identifikation der Interpretationsgrenzen werden im Folgenden die eingesetzten Methoden und Daten kritisch betrachtet. Eine wichtige Interpretationsgrenze ist der Anspruch auf Vollständigkeit der betrachteten Leuchtstoffe. Dieser Anspruch kann aufgrund der Größe des Marktes und des Forschungsfeldes nicht abschließend erfüllt werden. Der Vergleich von Leuchtstoffen aus der Literatur ist weiterhin und wie bereits erwähnt aufgrund eines fehlenden Messstandards [163] erschwert. Trotz der benannten Herausforderungen wurden basierend auf den Erfahrungen, die im Austausch mit Expertinnen und

Experten sowie einer Literaturrecherche gesammelt wurden, vielversprechende Leuchtstoffe von zwei Herstellern für eine Charakterisierung ausgewählt.

Bei der Interpretation der Ergebnisse sind die Eigenheiten des Charakterisierungssetups zu beachten. Es nur möglich, Leuchtstoffproben unter der Annahme einer Lambert-Verteilung zu charakterisieren, weil die Leistung nur an einem Raumwinkel gemessen wird. Außerdem erfolgt die Annahme, dass sich das Spektrum nicht über den Winkel ändert, da auch dessen Messung nur an einem Raumwinkel erfolgt. In der Literatur sowie in Datenblättern lassen sich keine Hinweise finden, die diese Annahmen in Frage stellen. [49], [124]

Abbildung 5.4 zeigt, dass Laser- und Fluoreszenzspot nur durch eine limitierte Zahl an Pixeln aufgelöst sind. Da die Vergrößerung des Objektivs in Kombination mit dem Kamerasensor die Auflösung in $\mu\text{m}/\text{Pixel}$ vorgibt und eine hohe Vergrößerung meist einen geringen Arbeitsabstand voraussetzt, muss ein Kompromiss aus Abschattung und Auflösung gefunden werden. Die Abschattung beeinflusst wiederum, bei welchen Raumwinkeln das Leistungsmessgerät sowie das Spektrometer platziert werden können. Um die Auswirkungen der Pixelgröße zu berücksichtigen, geht diese in die Unsicherheitsbetrachtung ein.

Ein weiterer wichtiger Aspekt, der zu berücksichtigen ist, sind die eingesetzten Messgeräte sowie deren Positionierung. Da jedes Messgerät und die Montage der Messgeräte eine gewisse systematische Abweichung vom wahren Wert bzw. Zielwert aufweisen und die Strahldichte eine Kombination aus mehreren Einflussgrößen darstellt, übersteigt die systematische Abweichung der berechneten Strahldichte die der einzelnen Beiträge. Zur Berücksichtigung der nicht korrigierten systematischen Abweichungen gehen diese in das Unsicherheitsbudget in Abbildung 5.5 ein. Trotz der Unsicherheit der absoluten Größe, ist es

sehr gut möglich, die gemessenen Eigenschaften verschiedener Leuchtstoffe miteinander zu vergleichen, da alle Messungen mit denselben Messgeräten und mechanischen Halterungen aufgenommen wurden. Im relativen Vergleich kommt den systematischen Fehlern daher eine geringere Bedeutung zu. So führt beispielsweise eine systematische Abweichung eines Leistungsmessgerätes um 5 % zu einer Überschätzung der Strahldichte für jeden Leuchtstoff.

Auch wenn Absolutwerte der Strahldichte mit einer nicht zu vernachlässigbaren Unsicherheit behaftet sind, ist die Identifikation eines Leuchtstoffes mit starker Emission bei blauen Wellenlängen eindeutig, da dessen spektrale Strahldichte mit bekannten Leuchtstoffen und der kommerziellen Lichtquelle im relativen Vergleich hervorsticht. Mit LuGaAG:Ce³⁺ besteht nun die Möglichkeit, auch Anregungsbänder im blauen Wellenlängenbereich durch ein kontinuierliches Fluoreszenzspektrum zu füllen und die Fluoreszenzanalyse ist nicht auf die Emission von Halbleiterbauelementen angewiesen, die herstellungs- und temperaturbedingt spektralen Veränderungen unterliegt.

Als weitere Erkenntnis ist festzuhalten, dass mit LuGaAG:Ce³⁺ und YAG:Ce³⁺ ein Set aus Leuchtstoffen existiert, mit dem sich eine höhere spektrale Strahldichte als mit den bisher verwendeten Leuchtstoffkonvertierten LEDs erreichen lässt. Damit bieten LERP die Vorteile einer hohen spektralen Strahldichte, wie diese aus konventionellen Gasentladungslampen [31] bekannt sind, und kombinieren diese mit den vorteilhaften Eigenschaften einer Halbleiterlichtquelle. Für die patientennahe Labordiagnostik, für die vorwiegend Halbleiterlichtquellen in Frage kommen, bietet sich so die Möglichkeit, komplexere optische Systeme zu realisieren oder das optische System zu miniaturisieren.

Im Kapitel 5.2 wurden einige Designaspekte einer LERP-Lichtquelle diskutiert. Eine Industrialisierung einer auf die patientennahe Labor-diagnostik zugeschnittenen Lichtquelle würde noch die folgenden Schritte erfordern:

- Wie kann eine Blende realisiert werden?
- Wie sieht für jeden Leuchtstoff die geeignete Pumpleistung und Spotgröße aus?
- Wie kann die Lichtquelle geometrisch und thermisch optimal ausgelegt werden, wenn es um eine kleine Etendue geht?
- Wie kann dazu noch eine kompakte Bauweise der Lichtquelle sichergestellt werden?
- Wie würde eine automatisierte Fertigung inklusive Ausrichtung und Platzierung der einzelnen Komponenten aussehen?

Da gezeigt wurde, dass eine Kombination aus mehreren Leuchtstoffen für die betrachtete Fluoreszenzanalyse benötigt wird, ist die Entwicklung einer Wechsellösung für zwei oder mehr Leuchtstoffe ebenfalls eine interessante Option für eine auf die patientennahe Labor-diagnostik spezialisierte Lichtquelle. Kapitel 6 offenbart Basiskonzepte für eine solche Vorrichtung.

Da vorwiegend Leuchtstoffe als Keramik oder Einkristall für hohe Strahldichten in Frage kommen, bleibt die Frage offen, ob es einen Leuchtstoff gibt, der aufgrund einer fehlenden Anwendung bisher noch nicht als Keramik gesintert oder Einkristall gezogen wurde, spektral aber zu den Anforderungen einer Fluoreszenzanalyse passt. Die Erforschung neuer Leuchtstoffe und deren Entwicklung als Keramik oder Einkristall basierend auf den vorgestellten Anforderungen wäre daher interessant. Insbesondere gilt dies für die folgenden zwei Wellenlängenbereiche:

- Im blauen Anregungsintervall wurde zwar bereits ein guter Kandidat identifiziert. Da die Möglichkeiten des Optikdesigns mit der Strahldichte wachsen, ist die Untersuchung neuer Leuchtstoffe mit starker Emission im blauen Spektralbereich trotzdem hilfreich. Insgesamt stellen Leuchtstoffe mit hoher Strahldichte und Emission bei blauen Wellenlängen eine Nische dar, weil effiziente blau-emittierende Halbleiterlichtquellen in den meisten Applikationen ausreichend sind.
- Die Verfügbarkeit von Leuchtstoffen mit hoher spektraler Strahldichte bei roten Wellenlängen stellt ein Forschungsgebiet dar, das nicht nur für Fluoreszenzanalysen in der patientennahen Labordiagnostik relevant ist. In Projektoranwendungen besteht ebenfalls Bedarf an Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte bei roten Wellenlängen. [23]

Weiterführende Arbeiten sollten einen Zeit- und Kostenaufwand für die Entwicklung spezialisierter LERP mit Emission im richtigen Spektralbereich einplanen. Eine Kollaboration mit wissenschaftlichen Gruppen, die Leuchtstoffe als Keramik sintern oder als Einkristalle erforschen, könnte sinnvoll sein, wenn diese ohnehin schon an Leuchtstoffen mit Emission im blauen und roten Bereich arbeiten.

Sollen in einer weiterführenden Arbeit mehrere verschiedene Leuchtstoffe miteinander verglichen werden, ist eine Automatisierung des Charakterisierungssetups von Vorteil. Es bietet sich vor allem ein Filterwechsler für die Kamera an. Dadurch sinkt die Fehleranfälligkeit durch manuelle Eingriffe und die Messdauer verringert sich.

Darüber hinaus und unabhängig von der Forschungsfrage würde die Entwicklung eines Standards zur Charakterisierung von LERP dem

Forschungsbereich eine Grundlage bieten, Leuchtstoffe zu vergleichen.

Zusammenfassend wurde trotz einiger Herausforderungen, wie die Datenlage bei der Leuchtstoffauswahl oder das Fehlen eines Standards zur Charakterisierung von Leuchtstoffen, ein Leuchtstoff mit hoher Strahldichte bei blauen Wellenlängen sowie ein Set an Leuchtstoffen gefunden, das einen guten Kompromiss aus den Eigenschaften einer Halbleiterlichtquelle und der hohen Strahldichte von Gasentladungslampen darstellt. Mit diesen neuen Erkenntnissen ist es möglich, für alle Anregungsbänder der Fluoreszenzanalyse ein kontinuierliches Basisspektrum zu nutzen und damit neue optische Systeme mit erhöhter Komplexität und Miniaturisierungspotential zu realisieren. Die nächsten Schritte umfassen das Design einer Lichtquelle, die auf die patientennahe Labordiagnostik zugeschnitten ist, sowie die Entwicklung von LERP mit hoher Strahldichte bei blauen und roten Wellenlängen. Weiterhin zeigt die Identifikation und Charakterisierung von Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte die Grenzen dieser Lichtquellentechnologie auf. Die Ergebnisse sind neben der Medizintechnik ebenfalls für andere Bereiche wie die Projektortechnologie und Allgemeinbeleuchtung relevant.

Im Anschluss an die Diskussion der Identifikation und Charakterisierung von Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte diskutieren die folgenden zwei Kapitel die Anwendung der Leuchtstoffe in einer miniaturisierten Hologrammkaskade sowie einer flexiblen Beleuchtungseinheit.

9.2.1 MINIATURISIERUNG DER HOLOGRAMMKASKADE

Die Untersuchung der Filterwirkung eines einzelnen Hologramms sowie die einer Hologrammkaskade stellt fest, dass die Filterwirkung

mit steigender Etendue des einfallenden Strahlenbündels abnimmt. Dies äußert sich in einer geringeren Flankensteilheit. Ein solcher Zusammenhang ist bereits bei Interferenzfiltern bekannt [164, Kapitel 3.6]. Bei Interferenzfiltern führt eine Abweichung von dem nominellen Einfallswinkel zu einer Blauverschiebung des Spektrums. Hat die Einfallsstrahlung eine Etendue größer Null, weist deren Strahlenbündel Strahlen unterschiedlicher Richtungen auf. Folglich besteht die Transmissionscharakteristik des Interferenzfilters aus einer Mischung aus der nominellen Transmission und der spektral verschobenen Transmissionen. Dies führt dazu, dass die Flanke im Transmissionsspektrum flacher wird. Da sowohl Interferenzfilter als auch Hologramme auf Interferenz basieren und die Blauverschiebung sich aus der Interferenz ergibt, deckt sich der Zusammenhang aus Etendue und Filterwirkung von Hologrammen mit den bisherigen Erkenntnissen.

Bei der Interpretation der Ergebnisse gilt es die Annahmen zu beachten, die durch die Verwendung der Bragg-Bedingung zur Erklärung des Einflusses der Divergenz auf die Filterwirkung eines Hologramms getroffen werden. Die Nutzung der Bragg-Bedingung stellt eine Vereinfachung dar und ist nur dann gültig, wenn Hologramme unendlich ausgedehnt sind. Genauere Aussagen sind mit der „Coupled Wave Theory“ von H. Kogelnik [165] möglich. Mit dieser kann die Dicke eines Hologramms berücksichtigt werden.

Aus der Untersuchung resultieren zwei Erkenntnisse. Erstens wurde theoretisch erklärt und simulativ sowie experimentell gezeigt, dass die genutzte Etendue einer Lichtquelle einen Effekt auf die Filterwirkung eines Hologramms hat. Je kleiner die Etendue des einfallenden Strahlenbündels, desto steilere Flanken sind prinzipiell möglich. Zweitens wurde festgestellt, dass die Bedeutung der Etendue des einfallenden Strahlenbündels im miniaturisierten optischen System zunimmt. Da

der Zusammenhang aus Etendue und Filterwirkung für alle Filter, die auf dem Effekt der Interferenz beruhen, gilt, haben Lichtquellen mit hoher Strahldichte auch für die Miniaturisierung der weit verbreiteten Interferenzfilter eine große Bedeutung. Praktisch bedeutet die Miniaturisierung vor allem ein Einsparpotential. Durch kleinere optische Systeme verringert sich Gewicht und Bauraum. Speziell bei Interferenzfiltern führt die geringere Größe gleichermaßen zu einer Verringerung der Bauteilkosten. Insgesamt bietet die Miniaturisierung optischer Systeme mithilfe einer hohen Strahldichte daher die Chance, neue Märkte zu erschließen und durch kostengünstigere, leichtere und kleinere Systeme näher an den Endverbraucher zu gelangen.

Offen geblieben ist die Optimierung der Hologrammkaskade sowie deren prototypische Umsetzung. Fragen, die es in weiterführenden Forschungsarbeiten zu beantworten gilt, sind

- Welche Anzahl an Hologrammen in einer Kaskade ist sinnvoll?
- Welche Hologrammfunktion eignet sich? Ist es möglich anstelle von Planwellen-umlenkenden Hologrammen bereits eine Kollimationsfunktion in das erste Hologramm zu inkludieren, um die Kollimationslinse einzusparen?
- Wie ist das Hologramm zu gestalten, um die Breite des Filterspektrums auf die Anwendung anzupassen?
- Welche Winkel zwischen den Kaskaden der vier verschiedenen Anregungsspektren um das Multiplexhologramm bieten sich an?
- Welche Eigenschaften zeigt die Hologrammkaskade mit vier Anregungsbändern in der Praxis?

Wie bereits erwähnt bietet es sich an, die „Coupled Wave Theory“ anstelle der Bragg-Bedingung zu nutzen, um die Effekte, die aus der Etendue der Lichtquelle und der Dicke des Hologramms resultieren, zu trennen.

Zusammenfassend konnte exemplarisch belegt und mit den Gesetzen der technischen Optik verstanden werden, dass die Strahldichte einer Lichtquelle der Schlüssel zur Miniaturisierung optischer Systeme und insbesondere interferenzbasierter Filter ist. Da die Miniaturisierung ein Einsparpotential bietet, kann die hohe Strahldichte einer Lichtquelle die Erschließung neuer Märkte für Chiplabore ermöglichen.

9.2.2 FLEXIBLE GESTALTUNG DER BELEUCHTUNGSOPTIK

Im Vergleich zum aktuellen Anregungssystem des Analysegerätes bietet der Flying-Spot-Projektor einen Ausleuchtbereich, der flächenmäßig um einen Faktor 15 größer ist. Bei dem Vergleich wurde berücksichtigt, dass das Analysegerät zum aktuellen Zeitpunkt zwei gleiche Anregungssysteme beinhaltet, die zwei Mal 25 mm^2 ausleuchten. Für den deutlich größeren Ausleuchtbereich ist allerdings eine geringere Leistung im 1. sowie im 4. Anregungsband hinzunehmen, die zu einer fast 40 % längeren Dauer der Fluoreszenzanalyse führt. Dem kann eine größere Etendue des Anregungsstrahlengangs entgegenwirken, indem z. B. der Spot auf der Kartusche vergrößert wird. Es ist darauf hinzuweisen, dass die erhöhte Funktionalität des flexiblen Beleuchtungssystems eine deutlich höhere spektrale Strahldichte der Lichtquelle im Vergleich zum Vivalytic-Beleuchtungssystem fordert. Würde die im Vivalytic-Beleuchtungssystem verwendete LED als Lichtquelle in der flexiblen Beleuchtungsoptik eingesetzt, wären deutlich geringere Leistungen auf der Kartusche zu erwarten.

Der beschriebene Aufbau des Flying-Spot-Projektors übersteigt den Bauraum des aktuellen Beleuchtungssystems deutlich. Auch wenn davon auszugehen ist, dass der Flying-Spot-Projektor aufgrund des erhöhten Funktionsumfangs und des dadurch bedingten komplexeren optischen Systems nicht so klein wie das aktuelle Beleuchtungssystem werden kann, so kann dennoch Bauraum im aktuellen Design eingespart werden. Ein wesentlicher Aspekt neben der Miniaturisierung von standardisierten Bauteilen ist die Optimierung der Blendenposition. Idealerweise sollte die Blende direkt auf dem Leuchtstoff platziert werden. Dadurch fällt das Zwischenbild und insbesondere die Linsen L2 und L3 in Abbildung 8.3 weg. Ein weiterer Grund, die Blende direkt auf dem Leuchtstoff zu positionieren, liegt in der hohen Sensitivität der durch die Blende transmittierten Leistung gegenüber Positionstoleranzen der Blende. Die Positionstoleranzen entstehen bereits durch die Justage und verstärken sich durch Alterung und Temperaturänderungen.

Bei der Interpretation der Ergebnisse ist es wichtig zu betonen, dass die Untersuchung als Beispielanwendung dient, um das Prinzip der flexiblen Beleuchtungsoptik nachzuweisen. Es gibt mehrere entscheidende Einflussfaktoren, die auf das Endergebnis einwirken können. Diese umfassen

- den Abstand des letzten fokussierenden optischen Elementes zur Kartusche,
- die Apertur dieses Elementes und aller folgenden optischen Elemente, insbesondere die des Rotationsspiegels
- und die zu erreichende Spotgröße auf der Zielfläche.

Die ermittelten Daten bieten wertvolle Anhaltspunkte für die Anpassung und Weiterentwicklung der flexiblen Beleuchtungsoptik.

Mit Blick auf die in Kapitel 8.3 berechneten Anforderung an die spektrale Strahldichte $L_{e,\lambda}$ sind basierend auf den Ergebnissen der Leuchtstoffcharakterisierung in Abbildung 5.5 höhere Leistungen an der Kartusche zu erwarten, als diese gemessen und in Abbildung 8.7 aufgetragen sind. Es ist daher wichtig darauf hinzuweisen, dass die in Kapitel 8.3 ermittelte spektrale Strahldichte $L_{e,\lambda}$ als physikalische Minimalanforderung zu verstehen ist. Durch in Kapitel 8.3 unberücksichtigten Effekte wie ungewollte Absorption oder Fresnelreflexe in bzw. an optischen Elementen sowie suboptimale Justage, insbesondere der Blende, ist in der Praxis eine höhere spektrale Strahldichte erforderlich, um die gewünschte Leistung pro Anregungsband auf der Zielfläche zu erreichen. Damit ist erklärt, warum die gemessenen Leistungen in der flexiblen Beleuchtungsoptik unterhalb des theoretisch erwarteten Ergebnisses liegen, das die Charakterisierung der Leuchtstoffe in Abbildung 5.5 verspricht.

Die wichtigste Erkenntnis aus der Untersuchung der flexiblen Beleuchtungseinheit ist, dass sich mit LERP-Lichtquellen komplexe optische Systeme mit erweitertem Funktionsumfang realisieren lassen. Für die Forschung hat die Untersuchung in zweierlei Hinsicht eine Bedeutung. Erstens wurden für das Forschungsfeld der Leuchtstoffe und allgemeiner der Lichtquellen beispielhafte Anforderungen eines neuen Beleuchtungssystems in der patientennahen Labordiagnostik dargelegt. Das Beispiel soll als Motivation für die Entwicklung von Nischenprodukten für die patientennahe Labordiagnostik dienen. Zweitens wurde in einem Anwendungsbeispiel dargestellt, welche Möglichkeiten LERP-Lichtquellen in der patientennahen Labordiagnostik bieten. Das Anwendungsbeispiel vermittelt die grundlegenden Vorteile der Lichtquellen und inspiriert zukünftige Forschungs- und Entwicklungsprojekte in dieser Branche.

Praktisch relevant ist das konkret vorgestellte Anwendungsbeispiel hinsichtlich der Zukunftsfähigkeit der patientennahen Labordiagnostik. Es müssen flexible Schnittstellen geboten werden, um mit den Analysegeräten möglichst schnell auf Neuerungen in den Kartuschen reagieren zu können. Die flexible Beleuchtungseinheit flexibilisiert das Beleuchtungssystem hinsichtlich der ausgeleuchteten Fläche auf der Kartusche.

Für anschließende Forschungs- und Entwicklungsarbeiten ist die Weiterentwicklung der flexiblen Beleuchtungsoptik interessant. Eine noch zu lösende Aufgabe, die bereits angesprochen wurde, umfasst die Reduktion des notwendigen Bauraums sowie die Integration der flexiblen Beleuchtungsoptik im Serienprodukt. Neben der Aufbringung einer Blende direkt auf dem Leuchtstoff bietet die Integration der Laser und des Leuchtstoffes in einem SMD-Bauteil nach dem Vorbild der Kyocera LaserLight SMD 500-Lichtquelle die Möglichkeit, den Bauraum der flexiblen Beleuchtungsoptik zu reduzieren.

Eine weitere Modifikation kann die Reduktion der Spotgröße bei kleinerem Ausleuchtbereich umfassen, indem der Abstand zu Zielfläche sowie die Anforderung an die Leistung im Spot reduziert wird. Die verringerte Spotgröße kann insbesondere bei geometrischem Multiplexing mit Kavitäten im Mikrometerbereich [158] vorteilhaft sein, um nur Teile der Struktur und im Idealfall nur einzelne Kavitäten auszuleuchten und damit Streulicht zu vermeiden.

Die als Patent [166] eingereichte Weiterentwicklung des Flying-Spot-Projektors lenkt ebenfalls den Detektionspfad über den Rotationsspiegel. Die Realisierung sowohl der Anregung als auch der Detektion mit dem Flying-Spot-Projektor erlaubt es, die aktuell verwendete, ortsauflösende Detektionseinheit durch einen örtlich integrierenden Sensor

zu ersetzen. Der Vorteil liegt neben einer potentiellen Kostenreduktion für den Sensor in einer Reduktion der Größe des Detektionsfilters, da der Ausleuchtbereich mit dem Rotationsspiegel gescannt wird, wodurch das Feld und damit auch die Etendue kleiner sind. Außerdem entsteht durch die Integration der Detektionseinheit in den Flying-Spot-Projektor mehr Platz über der Zielfläche und der Abstand zwischen dem Rotationsspiegel und der Zielfläche kann verringert werden.

Für die zwei letzten Weiterentwicklungsmöglichkeiten kann es sinnvoll sein, ein adaptives optisches Element im Strahlengang zu integrieren, um die Fokusebene anzupassen. Durch das adaptive optische Element ist es möglich, für jeden Punkt auf der Zielebene sowie für jedes Anregungsband den optimalen Fokus einzustellen. Als adaptives optisches Element kommt beispielsweise eine Linse mit variablem Fokus oder eine Linse auf einem Translationstisch in Frage.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die entwickelte flexible Beleuchtungsoptik zwar hinsichtlich Leistung und Bauraum im Vergleich zum aktuellen Beleuchtungssystem des Vivalytic-Analysegerätes noch verbessert werden muss, dafür deckt das neue Beleuchtungssystem die 15-fache Fläche ab. Durch den Einsatz von LERP-Lichtquellen in der flexiblen Beleuchtungsoptik erhält das Analysegerät eine erhöhte Flexibilität und ist damit auf Neuerungen vorbereitet.

Mit den identifizierten LERP wird medizinischen Geräten im patientennahen Kontext ermöglicht, komplexe optische Systeme mit erweitertem Funktionsumfang zu realisieren, wie diese eher aus dem Laborkontext bekannt sind. Das flexible Beleuchtungssystem ist ein Beispiel für ein solches optisches System. Für dessen Weiterentwicklung sind bereits Ideen vorhanden.

9.3 BEANTWORTUNG DER ÜBERGEORDNETEN FORSCHUNGSFRAGEN

Das abschließende Unterkapitel der Diskussion geht auf die übergeordneten Forschungsfragen ein, die zu Beginn des Kapitels zusammengefasst wurden. Die erste übergeordnete Forschungsfrage fragt nach dem Potential spektral selektiver Leuchtstoffe, spektrale Filter einzusparen. Kapitel 9.1 liefert die Grundlage für die Antwort auf die Frage. Spektral selektive Leuchtstoffe sind nicht in der Lage, die gesetzten Anforderungen von einem Übersprechen unter 2 % in einer vierfach Multiplex-Fluoreszenzanalyse zu erfüllen. Für einen geringeren Multiplexgrad oder ein höheres erlaubtes Übersprechen bieten sich die Leuchtstoffe dennoch an.

Die zweite übergeordnete Forschungsfrage möchte wissen, ob LERP-Lichtquellen in der Lage sind, den Nachteil einer geringen Strahldichte Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen zu überwinden, ohne andere Anforderungen deutlich zu verletzen. Aus Kapitel 9.2 kann geschlossen werden, dass LERP-Lichtquellen einen signifikanten Vorteil hinsichtlich der Strahldichte liefern. Unter den weiteren Anforderungen an die Lichtquelle, die Kapitel 2.3 zusammenträgt, verschlechtert sich bei LERP-Lichtquellen die Performanz hinsichtlich Bauraum, Sicherheit sowie Bauteilkosten. Die kommerzielle Lichtquelle Kyocera LaserLight SMD 500 zeigt, dass der Bauraum nicht signifikant größer als der einer LED sein muss, wenn Laser und Leuchtstoff integriert werden. Sicherheitsbedenken können durch geeignete Maßnahmen, wie einem Hochpassfilter oder einer Sicherung des Analysegerätes gegen unbefugtes Öffnen, deutlich reduziert werden. Obwohl die Bauteilkosten für die LERP-Lichtquelle die einer LED um etwa eine Größenordnung übersteigen, können durch die höhere Strahldichte

bei der spektralen Filterung Kosten eingespart und so die Gesamtkosten begrenzt werden. Letztlich liegt es an der konkreten Anwendung zu entscheiden, ob die Vorteile einer hohen Strahldichte die verbleibenden Nachteile überwiegen. Es ist außerdem zu bedenken, dass zwar zum aktuellen Zeitpunkt Leuchtstoffe identifiziert und kommerziell verfügbar sind, allerdings noch ein Entwicklungsaufwand nötig ist, um die Leuchtstoffe für ein Produkt einsatzbereit aufzubereiten.

Die dritte übergeordnete Forschungsfrage untersucht, ob eine Kombination aus spektral selektiven Leuchtstoffen und Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte möglich ist. Es wurden Leuchtstoffe mit spektral selektiver Emission identifiziert. Auch wenn diese nicht die erhofften Vereinfachungen im Filterkonzept ermöglichen, bieten sie trotzdem die Möglichkeit, unter der Randbedingung eines höheren Übersprechens als von der Beispielanwendung gefordert, spektrale Filter einzusparen und eine hohe spektrale Effizienz zu ermöglichen. Die identifizierten Leuchtstoffe mit spektral selektiver Emission haben als anorganische Leuchtstoffe grundsätzlich das Potential, als LERP weiterentwickelt zu werden. Zum aktuellen Zeitpunkt sind diese allerdings vorwiegend als Pulver, in organischer Lösung oder eingebettet in einem Glas erhältlich. Eine Realisierung beispielsweise als keramischer Leuchtstoff scheint zwar immer möglich zu sein, bedingt allerdings eine zeit- und kostenaufwendige Weiterentwicklung des Leuchtstoffes [62]. Die verfügbaren Mikrostrukturen limitieren den Einsatz als LERP aufgrund der geringeren Wärmeleitfähigkeit im Vergleich zu einkristallinen oder keramischen Leuchtstoffen. Eine Kombination der beiden Potentiale ist daher zum aktuellen Zeitpunkt nicht möglich, zukünftig aber denkbar. Als Alternative und Ausblick zu den anorganischen Leuchtstoffen wurden Quantenpunkte mit nochmals geringeren spektralen Halbwertsbreiten genannt. Aufgrund deren Stabilitätsprobleme ist

ein Einsatz als LERP aktuell nicht möglich und auch zukünftig eher unwahrscheinlich.

Ein Ziel der Arbeit war es, eine Beleuchtungseinheit zu entwickeln, welche die Potentiale Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen demonstriert. Aufgrund des hohen Potentials von Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte und der Inkompatibilität von Leuchtstoffen mit spektral selektiver Emission sowie hoher Strahldichte wurde die Beleuchtungseinheit mit Leuchtstoffen ausgestattet, die eine hohe Strahldichte liefern. Zwei separate Beleuchtungssysteme wurden aufgebaut. Ein Beleuchtungssystem legt den Fokus auf die Auswahl der Anregungsstrahlung und zeigt ein Miniaturisierungspotential in einer Hologrammkaskade, die als spektraler Filter genutzt wird. Die Abbildung der Anregungsstrahlung entfällt hier. Ein anderes Beleuchtungssystem legt den Schwerpunkt auf die Abbildung der Anregungsstrahlung und ermöglicht eine flexible Anpassung des Ausleuchtbereichs. Offen bleibt die Kombination der Vorteile beider Beleuchtungssysteme in einem einzigen Beleuchtungssystem.

Darüber hinaus zeigt Kapitel 6 weitere Möglichkeiten, die Auswahl der Anregungsstrahlung zu realisieren. Abgestimmt auf die Anwendung können unterschiedliche Konzepte Vorteile bieten. Die gezeigte Identifikation eines Konzeptes mithilfe einer Pugh-Matrix in Kapitel 2.3 ist eine Methode, das passende Konzept systematisch auszuwählen. Beispielsweise kann sich Konzept 3 oder Konzept 5 anbieten, wenn das Basisspektrum mit dichroitischen Kantenfiltern gefiltert werden soll. Die Ergebnisse in Abbildung 4.5 zeigen, dass mit Kantenfiltern auch bei spektralen Halbwertsbreiten über 100 nm ein Übersprechen unter 4 % möglich ist. Das bedeutet, dass eine hohe Strahldichte mit einem vereinfachten Filterkonzept, das gleichzeitig die Kombination der Anregungsstrahlungen übernimmt, möglich ist. Für eine beispielhafte Anwendungen mit hohem Anspruch an das Übersprechen müssen

spektrale Filter mit angepassten Halbwertsbreiten verwendet werden. Da zwei Leuchtstoffe den relevanten Wellenlängenbereich abdecken, würde sich eine mechanische Wechsellvorrichtung mit Anschlag und nur einer Pumplichtquelle für die zwei Leuchtstoffe anbieten. Aus den Beispielen ist ersichtlich, dass die Auswahl der Anregungsstrahlung auf die Anwendung angepasst werden sollte.

Auch wenn spektral selektive Leuchtstoffe nach heutigem Stand der Technik nicht das erhoffte Potential zeigen konnten und eine Kombination aus Leuchtstoffen mit spektral selektiver Emission und hoher Strahldichte nicht möglich scheint, so bieten Leuchtstoffe mit hoher Strahldichte die Möglichkeit, Beleuchtungssysteme in der patientennahen Labordiagnostik deutlich zu verbessern. Die vorgestellten Anwendungsbeispiele sind nur der Anfang und Inspiration für weitere Anwendungen dieser Art von Lichtquelle.

Kapitel 10

ZUSAMMENFASSUNG

In der patientennahen Labordiagnostik werden Methoden zur Diagnose von Infektionskrankheiten in einem Chiplabor integriert. Das Chiplabor besteht im betrachteten Anwendungsfall aus einer Kartusche und einem auf die Kartusche zugeschnittenen Analysegerät, das die Durchführung und Auswertung des Tests übernimmt. Eine sensitive Methode ist eine qPCR, die mithilfe einer Fluoreszenzanalyse misst, wie hoch die Konzentration der nachzuweisenden Infektionskrankheit in der Patientenprobe ist. Zur Auswertung der Fluoreszenzanalyse besitzt das Analysegerät eine optische Auswerteeinheit, die unter anderem aus einer Lichtquelle, spektralen Filtern und einer Detektionseinheit besteht. Die vorliegende Arbeit untersucht Lichtquellen, die zwar aus anderen Bereichen bekannt, aber keinen Einzug in die patientennahe Labordiagnostik gefunden haben.

Lichtquellen für diese Anwendung sollen auf der einen Seite die von Laborgeräten gewohnten hohen Anforderungen an die Strahldichte und die Stabilität des Spektrums der Lichtquelle erfüllen. Auf der anderen Seite stehen die Lichtquelle und das Beleuchtungssystem unter dem Kostendruck sowie strengeren Vorgaben an Volumen, Gewicht und Bedienbarkeit eines Produktes für den Massenmarkt. Da die meisten Chiplabore durch den Einsatz der LED-Technologie hauptsächlich letztere Anforderungen erfüllen, ist es wichtig zu untersuchen, ob es Lichtquellen gibt, die einen besseren Kompromiss darstellen.

Eine Literaturrecherche zu in der Medizintechnik eingesetzten Lichtquellen zeigt, dass keine der typischerweise eingesetzten Lichtquellen wie Gasentladungslampen, Laser, direkte LEDs sowie weiße LEDs alle Anforderungen gemeinsam erfüllt. Aus der Literaturrecherche resultiert auch, dass Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen das Potential haben, einen guten Kompromiss aus den genannten Anforderungen der patientennahen Labordiagnostik darzustellen. LERP-Lichtquellen sind vor allem aus dem Automobil- und Projektorbereich bekannt und liefern ein kontinuierliches Spektrum, das durch spektrale Filter angepasst werden kann, eine Strahldichte, welche die von Leuchtstoff-konvertierten LEDs übertrifft, sowie vorteilhafte Eigenschaften einer Halbleiterlichtquelle. Neben den LERP werden in der Display-Technologie Leuchtstoffe mit spektral selektiver Emission eingesetzt, deren Spektrum im Vergleich zu direkten LEDs potentiell stabiler gegenüber Schwankungen im Herstellungsprozess oder Temperaturänderungen ist. Durch die stabile und spektral selektive Emission besteht die Möglichkeit, kostenintensive spektrale Filter einzusparen und eine hohe spektrale Effizienz zu erreichen.

Es stellt sich die Frage, ob es eine Lichtquelle gibt, die auf die Anforderungen der patientennahen Labordiagnostik zugeschnitten ist. In der vorliegenden Arbeit wurde die Frage beantwortet, ob Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen in der patientennahen Labordiagnostik Vorteile gegenüber den aktuell verwendeten Lichtquellen bieten. Diese Frage lässt sich mit den folgenden drei Forschungsfragen genauer spezifizieren:

1. Bieten LERP-Lichtquellen einen geeigneten Kompromiss zur Erfüllung der Anforderungen der patientennahen Labordiagnostik?
2. Sind Leuchtstoffe mit spektral selektiver Emission geeignet, um spektrale Filter einzusparen?

3. Kann die Laseranregung mit spektral selektiven Leuchtstoffen kombiniert werden, um deren Vorteile zu vereinen?

Das methodische Vorgehen umfasst die Erstellung von Anforderungen an die Leuchtstoffe in der patientennahen Labordiagnostik. Hierbei leiten sich Anforderungen allgemein aus der Medizintechnik und dem patientennahen Einsatz ab. Um das Potential Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen zu zeigen, kommen für LERP spezielle Anforderungen an die Strahldichte hinzu, die sich aus einer Beispielanwendung ableiten. Für Leuchtstoffe mit spektral selektiver Emission kommt eine zusätzliche Anforderung an die spektrale Breite der Emission hinzu, um Übersprechen zwischen verschiedenen Farbstoffen zu verringern. Diese Anforderung ist abhängig von dem im Vergleich zum Referenzsystem vereinfachten Filterkonzept. Der zweite methodische Schritt umfasst den Abgleich der Anforderungen mit verfügbaren Leuchtstoffen. Informationen zu Leuchtstoffen stammen aus einer Literaturrecherche, Experteninterviews sowie der Charakterisierung vielversprechender Leuchtstoffe in einem Laboraufbau. In den letzten zwei Schritten wurden konkrete Anwendungen, die das identifizierte Potential der Leuchtstoffe nutzen, ausgelegt und charakterisiert, um die Vorteile Leuchtstoff-konvertierter Lichtquellen in einem Anwendungsbeispiel zu zeigen. Als Anwendungsbeispiele wurden eine Hologrammkaskade mit Miniaturisierungspotential zur Vereinigung und Filterung von Anregungsstrahlung sowie eine Beleuchtungseinheit mit flexibel anpassbarem Ausleuchtbereich untersucht.

Eine Berechnung der theoretisch minimal notwendigen mittleren spektralen Strahldichte eines Leuchtstoffes innerhalb des zu bedienenden Anregungsintervalls der flexiblen Beleuchtungsoptik liegt bei ungefähr $7 \text{ mW} / (\text{mm}^2 \cdot \text{sr} \cdot \text{nm})$. Die Recherche zu Leuchtstoffen offenbart, dass Granat-basierte keramische oder einkristalline Leuchtstoffe die höchsten Strahldichten liefern. Die Charakterisierung der vielversprechends-

ten Leuchtstoffe identifiziert LuGaAG:Ce^{3+} und YAG:Ce^{3+} als die am besten geeigneten Kandidaten. Deren spektrale Strahldichte übersteigt das theoretische Minimum im zweiten und dritten Anregungsintervall deutlich und liegt in der Nähe von $7 \text{ mW}/(\text{mm}^2 \cdot \text{sr} \cdot \text{nm})$ für das erste und vierte Anregungsintervall. Die Charakterisierung der flexiblen Beleuchtungseinheit zeigt unter Berücksichtigung der in der Praxis auftretenden Verluste zur Voruntersuchung passende Ergebnisse: Die Anforderungen der flexiblen Beleuchtungseinheit werden im zweiten und dritten Anregungsintervall erfüllt und liegen unter den Anforderungen im ersten und vierten Anregungsintervall.

Die Untersuchung von Hologrammen als spektrale Filter stellt fest, dass eine hohe Strahldichte zu einer erhöhten Transmission im Durchlassbereich und steileren Flanken führt. Die Veränderung des gefilterten Spektrums mit der Strahldichte ist im miniaturisierten Setup stärker ausgeprägt als im größeren Setup.

Die Charakterisierung der Leuchtstoffe sowie deren Einsatz in der flexiblen Beleuchtungseinheit und der Hologrammkaskade zeigen, dass LERP grundsätzlich geeignet sind, komplexe Beleuchtungssysteme zu bedienen und spektrale Filter zu miniaturisieren. Hinsichtlich der Strahldichte bieten LERP-Lichtquellen daher einen Vorteil gegenüber Leuchtstoff-konvertierten LEDs. Allerdings ist die Emission bei blauen und roten Wellenlängen deutlich schwächer ausgeprägt im Vergleich zu gelben und grünen Wellenlängen.

Um mit spektral selektiven Leuchtstoffen und einem vereinfachten Filterkonzept ein vergleichbares Übersprechen zwischen Farbstoffen wie im Referenzkonzept zu erreichen, sind mit den zwei untersuchten vereinfachten Filterkonzepten spektrale Halbwertsbreiten kleiner 40 nm für das dichroitische Filterkonzept und kleiner 50 nm für das Multibandpass-Filterkonzept notwendig. Die Untersuchung

der verfügbaren Leuchtstoffe identifiziert anorganische Leuchtstoffe aufgrund deren Stabilität als grundsätzlich für den Einsatz in der patientennahen Labordiagnostik geeignete Leuchtstoffgruppe. In einem Vergleich einzelner Leuchtstoffe lässt sich allerdings feststellen, dass kein Leuchtstoff mit einer Halbwertsbreite unter 60 nm im Anregungsintervall um 630 nm existiert. Aufgrund des Fehlens eines geeigneten Leuchtstoffes für das vierte Anregungsintervall kann die zweite Forschungsfrage zumindest für das Referenzsystem mit einem „Nein“ beantwortet werden. Trotzdem können Leuchtstoffe mit spektral selektiver Emission und vereinfachten Filterkonzepten Vorteile für Beleuchtungssysteme mit einem geringeren Multiplexgrad oder einer schwächeren Anforderung an das spektrale Übersprechen bieten.

Leuchtstoffe mit hoher Strahldichte weisen eine Halbwertsbreite größer 100 nm auf. Zum aktuellen Zeitpunkt ist es daher nicht möglich, das Potential von Leuchtstoffen mit hoher Strahldichte und Leuchtstoffen mit spektral selektiver Emission zu kombinieren. Grundsätzlich besteht trotzdem die Möglichkeit, einen Leuchtstoff mit spektral selektiver Emission zu einem keramischen oder einkristallinen Leuchtstoff weiterzuentwickeln. Alternativ kann mit dichroitischen Kantenfiltern ein vereinfachtes Filterkonzept aufgebaut werden, das mit den identifizierten Leuchtstoffen, LuGaAG:Ce^{3+} und YAG:Ce^{3+} , arbeitet und das Übersprechen im Anwendungsbeispiel auf 4 % limitiert.

LITERATUR

- [1] C. M. J. E. Vandenbroucke-Grauls, „Management of methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* in The Netherlands“, *Reviews in Medical Microbiology*, Bd. 9, Ausg. 2, S. 109–116, 1998.
- [2] M. C. Vos, M. D. Behrendt, D. C. Melles u. a., „5 Years of Experience Implementing a Methicillin-Resistant *Staphylococcus aureus* Search and Destroy Policy at the Largest University Medical Center in the Netherlands“, *Infection Control & Hospital Epidemiology*, Bd. 30, Ausg. 10, S. 977–984, 2009.
- [3] J. R. Lakowicz, *Principles of Fluorescence Spectroscopy*, Springer US, 2006.
- [4] J. Sathian, J. D. Breeze, B. Richards, N. M. Alford und M. Oxborrow, „Solid-state source of intense yellow light based on a Ce:YAG luminescent concentrator“, *Optics Express*, Bd. 25, Ausg. 12, S. 13 714, 2017.
- [5] M. Abramowitz und M. W. Davidson, „Fluorescence Microscopy - Light Sources“, Evident Europe GmbH, Fachartikel auf der Herstellerseite, www.olympus-lifescience.com/en/microscope-resource/primer/techniques/fluorescence/fluorosources/ (besucht am 17.5.2024).
- [6] J. Beacher, „Microscope Illumination: LEDs are the Future“, *Microscopy Today*, Bd. 19, Ausg. 4, S. 18–21, 2011.
- [7] F. Rahman, „Diode laser-excited phosphor-converted light sources: a review“, *Optical Engineering*, Bd. 61, Ausg. 06, 2022.

- [8] C. B. Jaffe, „Lumencor’s Novel Light Engine Approach to Life Science Illumination,“ *Informationsschrift, Lumencor*, Feb. 2009.
- [9] R. Rachid, „Epifluorescence Microscopy“ in *Principles of Light Microscopy: From Basic to Advanced*, V. Nechiporuk-Zloy, Springer International Publishing, S. 57–75, 2022.
- [10] C. B. Jaffe, S. M. Jaffe und A. R. Conner, „New lighting for the design of high quality biomedical devices,“ *SPIE, Design and Quality for Biomedical Technologies II*, S. 71700M, 2009.
- [11] B. Hohman, „LED Light Source: Major Advance in Fluorescence Microscopy“, *Microscopy Today*, Bd. 16, Ausg. 5, S. 28–29, 2008.
- [12] B. Schulz, „Weiterentwicklung der Beleuchtungseinheit LED-basierter Projektionssysteme,“ Dissertation, Karlsruher Institut für Technologie, 2019.
- [13] I. B. Ramsteiner, R. Fiess, J. Heinz, E. Baumgart und P. P. Pott, „A multi-channel excitation optic for cost efficient lab-on-chip devices,“ *SPIE, Optical Diagnostics and Sensing XXIV: Toward Point-of-Care Diagnostics*, S. 5, 2024.
- [14] D.-J. Lee, J.-S. Hwang, J.-S. Park u. a., „Compact Fluorescence Detection System for Polymerase Chain Reaction Chips“, *Sensors and Materials*, Bd. 31, Ausg. 5, S. 1635, 2019.
- [15] „Immerse yourself with Philips ColorSpark HLD LED for digital projectors,“ *Informationsschrift, Philips Innovative Applications NV*, 2015.
- [16] C. G. A. Hoelen, P. Antonis, D. de Boer u. a., „Progress in extremely high brightness LED-based light sources,“ *SPIE, Sixteenth International Conference on Solid State Lighting and LED-based Illumination Systems 10378*, S. 23, 2017.

- [17] O. Philip, I. Shestakova, J. Kubat u. a., „A novel ultra-bright high-luminance and compact light source based on phosphor converted laser for advanced modern optical systems,“ SPIE, Laser Technology for Defense and Security XVIII, S. 1 251 505, 2023.
- [18] J. Carey und R. Hinahon, „LaserLight SMD 500 Technial Documentation,“ Datenblatt, Kyocera SLD Laser, Aug. 2022.
- [19] V. Hagemann, A. Seidl und G. Weidmann, „Static ceramic phosphor assemblies for high power high luminance SSL-light sources for digital projection and specialty lighting,“ SPIE, Light-Emitting Devices, Materials, and Applications XXIV, 113021N, 2020.
- [20] „OSTAR® Projection Power - LE CG P0AQ,“ Datenblatt, Osram Opto Semiconductors GmbH, Feb. 2022.
- [21] J. Strauss, „Laser Light Generation 2 - Better Performance and Safety“, *ATZ elektronik*, Bd. 02/2027, S. 38–41, 2017.
- [22] M. Vogl, „Thermische Untersuchungen an Laser-aktivierten Leuchtstoff-Systemen mit dynamischer Leuchtdichte-Verteilung,“ Dissertation, Karlsruher Institut für Technologie, 2023.
- [23] F. Hu, C. Zhang, Z. Guo, C. Chen und Y. Li, „Latest Progress of Laser Phosphor Projection Display“, *SID Symposium Digest of Technical Papers*, Bd. 51, Ausg. 1, S. 1234–1239, 2020.
- [24] M. Zhao, Q. Zhang und Z. Xia, „Narrow-band emitters in LED backlights for liquid-crystal displays“, *Materials Today*, Bd. 40, S. 246–265, 2020.
- [25] E. Navarro, G. Serrano-Heras, M. Castaño und J. Solera, „Real-time PCR detection chemistry“, *Clinica Chimica Acta*, Bd. 439, S. 231–250, 2015.

- [26] R. Junker, H. Schlebusch und P. B. Lupp, „Point-of-Care Testing in Hospitals and Primary Care“, *Deutsches Ärzteblatt international*, 2010.
- [27] D. Warnk und M. Conway, „Mit Medizintechnik wachsen: Bosch und Randox investieren stark in Vivalytic-Analyseplattform“, Nr. PI 11808 RB DW/af, Pressemeldung, Robert Bosch GmbH, Randox Laboratories Ltd., Apr. 2024.
- [28] C. B. Jaffe und S. M. Jaffe, „Solid state light engines for bioanalytical instruments and biomedical devices“, SPIE, Design and Quality for Biomedical Technologies III, 75560Q, 2010.
- [29] M. S. Brennesholtz, „Invited Paper: New-Technology Light Sources for Projection Displays“, *SID Symposium Digest of Technical Papers*, Bd. 39, Aug. 1, S. 858–861, 2008.
- [30] D. F. Albeanu, E. Soucy, T. F. Sato, M. Meister und V. N. Murthy, „LED Arrays as Cost Effective and Efficient Light Sources for Widefield Microscopy“, *PLoS ONE*, Bd. 3, Aug. 5, e2146, 2008.
- [31] „Laser-Driven Light Source“, Nr. TLSZ1038E03, Datenblatt, Energetiq Technology, Hamamatsu Photonics K.K., Nov. 2022.
- [32] M. Sachsenhauser und C. Schoppmann, „Request on Laser-Driven Light Source from Hamamatsu / Energetiq“, Energetiq Technology, Hamamatsu Photonics K.K. E-Mail, Apr. 2024.
- [33] Y. Liu, X. Zhang, F. Su, Z. Guo und D. Jin, „Contrast-enhanced fluorescence microscope by LED integrated excitation cubes“, *Light: Advanced Manufacturing*, Bd. 4, Aug. 1, S. 1, 2023.
- [34] S. Pleasants, „Overcoming the ‘green gap’“, *Nature Photonics*, Bd. 7, Aug. 8, S. 585–585, 2013.
- [35] S. Fujita, „Wide-bandgap semiconductor materials: For their full bloom“, *Japanese Journal of Applied Physics*, Bd. 54, Aug. 3, S. 030 101, 2015.

- [36] E. F. Schubert, *Light-Emitting Diodes*, 3. Edition, E. Fred Schubert, 2018.
- [37] „pE-800: 8-channel illumination and lightning fast control“, CoolLED, Produktinformation auf der Herstellerseite, www.coolled.com/products/pe-800/#specifications-control (besucht am 29.4.2024).
- [38] „ZEISS Colibri,“ Nr. DE_41_011_176, Produktinformation, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jan. 2019.
- [39] „AURA Light Engine,“ Nr. 54-10048, Datenblatt/Produktinformation, Lumencor.
- [40] K. Islam, M. Ploschner und E. M. Goldys, „Multi-LED light source for hyperspectral imaging“, *Optics Express*, Bd. 25, Ausg. 26, S. 32 659, 2017.
- [41] E. Castellano-Hernández, S. Kalusniak, P. W. Metz und C. Kränkel, „Diode-Pumped Laser Operation of $\text{Tb}^{3+}:\text{LiLuF}_4$ in the Green and Yellow Spectral Range“, *Laser & Photonics Reviews*, Bd. 14, Ausg. 2, S. 1 900 229, 2020.
- [42] T. Paasch-Colberg und K. Birngruber, „Four-Color Laser Engine for Efficient Confocal Microscopy: Direct modulation at 561 nm using FDDL technology enables unique performance“, *Optik & Photonik*, Bd. 13, Ausg. 2, S. 32–34, 2018.
- [43] A. Müller, S. Marschall, O. B. Jensen u. a., „Diode laser based light sources for biomedical applications“, *Laser & Photonics Reviews*, Bd. 7, Ausg. 5, S. 605–627, 2013.
- [44] A. Sztejn und L. Chen, „900-000xx Chip on Submount,“ Nr. Rev. A, V1.0, Technische Dokumentation, Kyocera SLD Laser, Mai 2022.
- [45] „PLPT9 450LB_E,“ Datenblatt, ams-OSRAM AG, März 2022.

- [46] Y. Mei, G.-E. Weng, B.-P. Zhang u. a., „Quantum dot vertical-cavity surface-emitting lasers covering the ‘green gap’“, *Light: Science & Applications*, Bd. 6, Ausg. 1, e16199–e16199, 2016.
- [47] M. Daniels, O. Mehl und U. Hartwig, „Laser-activated remote phosphor light engine for projection applications“, SPIE, *Current Developments in Lens Design and Optical Engineering XVI*, 95780N, 2015.
- [48] D. K. G. de Boer, D. Bruls, C. Hoelen und H. Jagt, „High lumen density sources based on LED-pumped phosphor rods: opportunities for performance improvement“, SPIE, *Sixteenth International Conference on Solid State Lighting and LED-based Illumination Systems* 10378, S. 22, 2017.
- [49] V. Hagemann, A. Seidl und G. Weidmann, „Ceramic phosphor wheels for high luminance SSL-light sources with >500W of laser power for digital projection“, SPIE, *Light-Emitting Devices, Materials, and Applications* 10940, S. 43, 2019.
- [50] B. Ford, S. Long und J. Sathian, „Next-generation white light source for medical imaging based on luminescent concentrators“, SPIE, *Light-Emitting Devices, Materials, and Applications XXVIII* PC12906, PC129060R, 2024.
- [51] A. Bril, G. Blasse und J. A. de Poorter, „Fast-Decay Phosphors“, *Journal of The Electrochemical Society*, Bd. 117, Ausg. 3, S. 346, 1970.
- [52] Z. Zhang, Y. Fan und C. Zuo, „Integrated multimodal and fluorescence imaging microscope based on LED illumination“, SPIE, *Advanced Optical Imaging Technologies V*, S. 34, 2022.
- [53] K. R. Kells, K. Y. Kong, W. B. White, C. Kaddi und M. D. Wang, „LED light source for fluorescence endoscopy using quantum dots“, IEEE, *Point-of-Care Healthcare Technologies (PHT)*, S. 9–12, 2013.

- [54] L. Lopez, P. Pichon, P. Loiseau u. a., „Ce:LYSO, from scintillator to solid-state lighting as a blue luminescent concentrator“, *Scientific Reports*, Bd. 13, Ausg. 1, S. 7199, 2023.
- [55] O. Ghosh, J. Müller, I. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „Lab-on-chip projection system for fluorescence based medical analysis“, TU Ilmenau, Lux junior 2023: 16. Internationales Forum für den lichttechnischen Nachwuchs 23. – 25. Juni 2023, S. 43–46, 2023.
- [56] „Linear actuators: Stepper motor vs piezo motor driven“, Xeryon BVBA, www.xeryon.com/technology/stepper-motor-vs-piezo-motor (besucht am 12.5.2025).
- [57] D. Henderson, „Beam-steering optics“, *Laser Focus World*, Bd. 2024-01, S. 53–55, 59, 2024.
- [58] J. Müller, R. Fieß und I. B. Ramsteiner, „Optische Lichtleitvorrichtung und Verfahren zum Betreiben einer optischen Lichtleitvorrichtung“, Patentanmeldung am 06.06.2024 unter der Anmeldenummer DE 102024205212.4 eingereicht, Erteilung in Prüfung.
- [59] J. Müller, „Optische Vorrichtung zum Lenken eines Lichtstrahls sowie Verfahren zum Betreiben einer optischen Vorrichtung“, Patentanmeldung am 06.06.2024 unter der Anmeldenummer DE 102024205217.5 eingereicht, Erteilung in Prüfung.
- [60] J. Müller, I. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „Wavelength-converted light sources in fluorescence-based methods in medical technology“, TU Ilmenau, Lux junior 2023: 16. Internationales Forum für den lichttechnischen Nachwuchs 23. – 25. Juni 2023, p. 209, 2023.
- [61] I. Rotscholl, „Spectral near field data of LED systems for optical simulations“, Dissertation, Karlsruher Institut für Technologie, 2018.

- [62] T. Jüstel, „Leuchtstoff-Materialklassen“, persönliche Kommunikation, Mai 2022.
- [63] N. J. Findlay, J. Bruckbauer, A. R. Inigo u. a., „An Organic Down-Converting Material for White-Light Emission from Hybrid LEDs“, *Advanced Materials*, Bd. 26, Ausg. 43, S. 7290–7294, 2014.
- [64] U. Mushtaq, R. Sehgal, V. Sharma, R. Sehgal, H. C. Swart und V. Kumar, „Organic Material-Based Phosphors“ in *Advanced Materials for Solid State Lighting*, V. Kumar, V. Sharma und H. C. Swart, Springer Nature Singapore, S. 279–307, 2023.
- [65] A. A. Wiles, J. Bruckbauer, N. Mohammed u. a., „A poly(urethane)-encapsulated benzo[2,3-*d*:6,7-*d'*]diimidazole organic down-converter for green hybrid LEDs“, *Materials Chemistry Frontiers*, Bd. 4, Ausg. 3, S. 1006–1012, 2020.
- [66] G. M. Farinola und R. Ragni, „Organic emitters for solid state lighting“, *Journal of Solid State Lighting*, Bd. 2, Ausg. 1, S. 9, 2015.
- [67] J. Bruckbauer, C. Brasser, N. J. Findlay u. a., „Colour tuning in white hybrid inorganic/organic light-emitting diodes“, *Journal of Physics D: Applied Physics*, Bd. 49, Ausg. 40, S. 405 103, 2016.
- [68] A. Barros, N. Ledos, R. Valleix u. a., „High-Performance Rare-Earth-Free Fluorophores: toward White LEDs“, *ACS Applied Optical Materials*, Bd. 2, Ausg. 5, S. 834–841, 2024.
- [69] T. Jüstel, „Klassifizierung von Leuchtstoffen - ein grober Überblick“, persönliche Kommunikation, Jan. 2022.
- [70] D. Di Martino, L. Beverina, M. Sassi, S. Brovelli, R. Tubino und F. Meinardi, „Straightforward fabrication of stable white LEDs by embedding of inorganic UV-LEDs into bulk polymerized polymethyl-methacrylate doped with organic dyes“, *Scientific Reports*, Bd. 4, Ausg. 1, S. 4400, 2014.

- [71] J. Kurtin, „Quantum dot LED phosphors: performance and reliability improvements,“ SPIE, *Light-Emitting Diodes: Materials, Devices, and Applications for Solid State Lighting XVII*, S. 86411D, 2013.
- [72] A. C. Berends, M. A. van de Haar und M. R. Krames, „YAG:Ce³⁺ Phosphor: From Micron-Sized Workhorse for General Lighting to a Bright Future on the Nanoscale“, *Chemical Reviews*, Bd. 120, Ausg. 24, S. 13 461–13 479, 2020.
- [73] H. Moon, C. Lee, W. Lee, J. Kim und H. Chae, „Stability of Quantum Dots, Quantum Dot Films, and Quantum Dot Light-Emitting Diodes for Display Applications“, *Advanced Materials*, Bd. 31, Ausg. 34, S. 1 804 294, 2019.
- [74] B. Guzelturk, B. L. Cotts, D. Jasrasaria u. a., „Dynamic lattice distortions driven by surface trapping in semiconductor nanocrystals“, *Nature Communications*, Bd. 12, Ausg. 1, 2021.
- [75] G. Bhavé, E. Ng, Y. Lee und J. X. Zhang, „Micro-patterned quantum dots excitation for cellular microarray imaging,“ SPIE, *Bioinspired, Biointegrated, Bioengineered Photonic Devices III*, 93410F, 2015.
- [76] K. Hoshino, G. Bhavé, E. Ng und X. Zhang, „Micro patterned quantum dots excitation and imaging for cellular microarray screening“, *Sensors and Actuators A: Physical*, Bd. 216, S. 301–307, 2014.
- [77] R. Kubrin, „Nanophosphor Coatings: Technology and Applications, Opportunities and Challenges“, *KONA Powder and Particle Journal*, Bd. 31, Ausg. 0, S. 22–52, 2014.
- [78] M. Cesaria und B. Di Bartolo, „Nanophosphors-Based White Light Sources“, *Nanomaterials*, Bd. 9, Ausg. 7, S. 1048, 2019.

- [79] K. Lemański, N. Miniajluk und P. J. Dereń, „Nanophosphors—Methods to Control Their Spectroscopic Properties“ in *Handbook of Nanomaterials for Industrial Applications*, Elsevier, S. 305–311, 2018.
- [80] D. Jia, „Nanophosphors for white light LEDs“, *Chemical Engineering Communications*, Bd. 194, Aug. 12, S. 1666–1687, 2007.
- [81] J. Meyer und F. Tappe, „Photoluminescent Materials for Solid-State Lighting: State of the Art and Future Challenges“, *Advanced Optical Materials*, Bd. 3, Aug. 4, S. 424–430, 2015.
- [82] Y. Zhang, L. Luo, G. Chen, Y. Liu, R. Liu und X. Chen, „Green and red phosphor for LED backlight in wide color gamut LCD“, *Journal of Rare Earths*, Bd. 38, Aug. 1, S. 1–12, 2020.
- [83] C. C. Lin und R.-S. Liu, „Introduction to the Basic Properties of Luminescent Materials“ in *Phosphors, Up Conversion Nano Particles, Quantum Dots and Their Applications*, R.-S. Liu, Springer Berlin Heidelberg, S. 1–29, 2017.
- [84] Z. Xia, Z. Xu, M. Chen und Q. Liu, „Recent developments in the new inorganic solid-state LED phosphors“, *Dalton Transactions*, Bd. 45, Aug. 28, S. 11 214–11 232, 2016.
- [85] G. Blasse und B. C. Grabmaier, *Luminescent materials*, Springer-Verlag, 1994.
- [86] T. Jüstel, „Phosphor Information and Spectra Access (PISA) Vis-Bereich“, Forschung und Technik, Prof. Jüstel, Feb. 2022, www.fh-muenster.de/ciw/personal/professoren/juestel/pisa-vis.php.

- [87] K. Singh, P. Pradhan, S. Priya, S. Mund und S. Vaidyanathan, „Recent progress in trivalent europium (Eu^{3+})-based inorganic phosphors for solid-state lighting: an overview“, *Dalton Transactions*, Bd. 52, Ausg. 37, S. 13 027–13 057, 2023.
- [88] T. Jüstel, „Absprache Leuchtstoffe für Jan“, E-Mail, Juni 2022.
- [89] Y. Wan, P. Dang, D. Liu, H. Lian, G. Li und J. Lin, „Crystallographic Engineering to Develop Ultra-Narrow-Band Cyan-Emitting UCr_4C_4 -Type Phosphor for Healthy LED Lighting and Display“, *Laser & Photonics Reviews*, S. 2 400 651, 2024.
- [90] Z. Leng, D. Zhang, H. Bai u. a., „A zero-thermal-quenching perovskite-like phosphor with an ultra-narrow-band blue-emission for wide color gamut backlight display applications“, *Journal of Materials Chemistry C*, Bd. 9, Ausg. 39, S. 13 722–13 732, 2021.
- [91] B. Wang, H. Lin, F. Huang u. a., „Non-Rare-Earth $\text{BaMgAl}_{10-2x}\text{O}_{17}:x\text{Mn}^{4+},x\text{Mg}^{2+}$: A Narrow-Band Red Phosphor for Use as a High-Power Warm w-LED“, *Chemistry of Materials*, Bd. 28, Ausg. 10, S. 3515–3524, 2016.
- [92] Z. Su, Y. Wang und T. Seto, „Synthesis of efficient submicron $\gamma\text{-AlON Mn}^{2+}$, Mg^{2+} phosphors for mini-LEDs by a coprecipitation precursor method“, *Journal of Materials Chemistry C*, Bd. 12, Ausg. 15, S. 5587–5595, 2024.
- [93] Y. Q. Li, A. C. A. Delsing, G. de With und H. T. Hintzen, „Luminescence Properties of Eu^{2+} -Activated Alkaline-Earth Silicon-Oxynitride $\text{MSi}_2\text{O}_{2-\delta}\text{N}_{2+2/3\delta}$ ($\text{M} = \text{Ca, Sr, Ba}$): A Promising Class of Novel LED Conversion Phosphors“, *Chemistry of Materials*, Bd. 17, Ausg. 12, S. 3242–3248, 2005.

- [94] K. Li, H. Wang, X. Liu, W. Wang und Z. Fu, „Mn²⁺ activated MgAlON transparent ceramic: A new green-emitting transparent ceramic phosphor for high-power white LED“, *Journal of the European Ceramic Society*, Bd. 37, Ausg. 13, S. 4229–4233, 2017.
- [95] P. Pust, V. Weiler, C. Hecht u. a., „Narrow-band red-emitting Sr[LiAl₃N₄]:Eu²⁺ as a next-generation LED-phosphor material“, *Nature Materials*, Bd. 13, Ausg. 9, S. 891–896, 2014.
- [96] P. Pust, A. S. Wochnik, E. Baumann u. a., „Ca[LiAl₃N₄]:Eu²⁺ — A Narrow-Band Red-Emitting Nitridolithoaluminate“, *Chemistry of Materials*, Bd. 26, Ausg. 11, S. 3544–3549, 2014.
- [97] M.-K. Jang, Y.-S. Cho und Y.-D. Huh, „Photoluminescence properties of Eu²⁺ activator ions in the SrS–Ga₂S₃ system“, *Journal of Alloys and Compounds*, Bd. 828, S. 154 424, 2020.
- [98] H. Bao, H. Lin, D. Zhang u. a., „SrAlSiN₃:Eu²⁺ containing phosphor-in-glass: A color converter for solid state laser lighting“, *Optical Materials*, Bd. 126, S. 112 169, 2022.
- [99] Y. Lan, D. Wang, D. Xie u. a., „Preparation of Red Phosphor Sr₂Si₅N₈: Eu²⁺ by Pellet Method and Its Optical Characteristics“, *Coatings*, Bd. 11, Ausg. 3, S. 283, 2021.
- [100] J.-M. Song, J.-S. Park und S. Nahm, „Luminescence properties of Eu²⁺ activated Ba₂Si₅N₈ red phosphors with various Eu²⁺ contents“, *Ceramics International*, Bd. 39, Ausg. 3, S. 2845–2850, 2013.
- [101] J.-D. Lin und Y.-C. Liu, „The preparation of SrSi₂O₂N₂:Eu²⁺ and Sr₂Si₅N₈:Eu²⁺ phosphors by a direct silicon nitridation process and Sr(NO₃)₂ as strontium and oxygen sources“, *Materials Chemistry and Physics*, Bd. 297, S. 127 317, 2023.

- [102] C.-H. Hsu, B.-M. Cheng und C.-H. Lu, „Photoluminescent Properties and Energy Transfer Mechanism of Color-Tunable $\text{CaSi}_2\text{O}_2\text{N}_2\text{:Ce}^{3+}, \text{Eu}^{2+}$ Phosphors“, *Journal of the American Ceramic Society*, Bd. 94, Ausg. 9, S. 2878–2883, 2011.
- [103] J. Müller, I. B. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „High-radiance phosphor-converted light sources for fluorescence analysis“, *Advanced Optical Technologies*, Bd. 13, S. 1510954, 2024.
- [104] K. Li, „Laser phosphor illumination system using stationary phosphor fixture,“ US2022390089 AA, Dez. 2022.
- [105] V. Hagemann und A. Seidl, „Design rules for laser pumped phosphor light engines with static ceramic luminescent converters,“ SPIE, Light-Emitting Devices, Materials, and Applications XXV 11706, S. 40, 2021.
- [106] I. V. B. Maggay und W.-R. Liu, „Novel Phosphors for UVLEDs“ in *Phosphors, Up Conversion Nano Particles, Quantum Dots and Their Applications*, R.-S. Liu, Springer Berlin Heidelberg, S. 399–419, 2017.
- [107] A. Lenef, J. Kelso, Y. Zheng und M. Tchoul, „Radiance limits of ceramic phosphors under high excitation fluxes,“ SPIE, Current Developments in Lens Design and Optical Engineering XIV 8841, S. 884107, 2013.
- [108] J. Silver, G. R. Fern und R. Withnall, „Color Conversion Phosphors for Light Emitting Diodes“ in *Materials for Solid State Lighting and Displays*, A. Kitai, John Wiley & Sons, Ltd, S. 91–134, 2016.
- [109] J. Xu, L. Wang, W. Gu u. a., „Emitting area limitation via scattering control in phosphor film realizing high-luminance laser lighting“, *Journal of the European Ceramic Society*, Bd. 42, Ausg. 2, S. 608–615, 2022.

- [110] A. Krasnoshchoka, A. K. Hansen, A. Thorseth u. a., „Phosphor material dependent spot size limitations in laser lighting“, *Optics Express*, Bd. 28, Aug. 4, S. 5758, 2020.
- [111] A. Lenef, M. Raukas, J. Wang und C. Li, „Phosphor Performance under High Intensity Excitation by InGaN Laser Diodes“, *ECS Journal of Solid State Science and Technology*, Bd. 9, Aug. 1, S. 016019, 2020.
- [112] Y. Xu, S. Li, P. Zheng u. a., „A search for extra-high brightness laser-driven color converters by investigating thermally-induced luminance saturation“, *Journal of Materials Chemistry C*, Bd. 7, Aug. 37, S. 11 449–11 456, 2019.
- [113] A. Lenef, J. Kelso, M. Tchoul, O. Mehl, J. Sorg und Y. Zheng, „Laser-activated remote phosphor conversion with ceramic phosphors“, SPIE, Thirteenth International Conference on Solid State Lighting, S. 91900C, 2014.
- [114] C.-N. Liu, H.-K. Shih, Y.-C. Chen, Y.-H. Chen, W.-C. Cheng und W.-H. Cheng, „High reliability and luminance of the color wheel by phosphor-in-inorganic silicone“, *Optical Materials Express*, Bd. 13, Aug. 4, S. 1092, 2023.
- [115] X. Zhang, S. Si, J. Yu u. a., „Improving the luminous efficacy and resistance to blue laser irradiation of phosphor-in-glass based solid state laser lighting through employing dual-functional sapphire plate“, *Journal of Materials Chemistry C*, Bd. 7, Aug. 2, S. 354–361, 2019.
- [116] M. Raukas, J. Kelso, Y. Zheng u. a., „Ceramic Phosphors for Light Conversion in LEDs“, *ECS Journal of Solid State Science and Technology*, Bd. 2, Aug. 2, R3168–R3176, 2013.

- [117] Q.-Q. Zhu, X.-J. Wang, L. Wang u. a., „beta-Sialon:Eu phosphor-in-glass: a robust green color converter for high power blue laser lighting“, *Journal of Materials Chemistry C*, Bd. 3, Ausg. 41, S. 10761–10766, 2015.
- [118] R. Wei, L. Wang, P. Zheng u. a., „On the luminance saturation of phosphor-in-glass (PiG) films for blue-laser-driven white lighting: Effects of the phosphor content and the film thickness“, *Journal of the European Ceramic Society*, Bd. 39, Ausg. 5, S. 1909–1917, 2019.
- [119] J. Zhang, L. Wang, Q. Zhu, Q. Chen, X. Liang und W. Xiang, „A thermally robust phosphor-in-glass film with high luminous efficiency for high-power blue laser diodes lighting“, *Applied Physics Letters*, Bd. 119, Ausg. 22, S. 221 904, 2021.
- [120] J. Xu, Z. Jiang, W. Gu u. a., „Design of a beta-SiAlON:Eu based phosphor-in-glass film with high saturation threshold for high-luminance laser-driven backlighting“, *Applied Physics Letters*, Bd. 119, Ausg. 23, S. 231 102, 2021.
- [121] L. Wang, J. Zhang, L. Xu u. a., „Ce:GdYAG phosphor-in-glass: An innovative yellow-emitting color converter for solid-state laser lighting“, *Journal of Materials Science & Technology*, Bd. 134, S. 42–49, 2023.
- [122] C. Ma und Y. Cao, „Phosphor converters for laser driven light sources“, *Applied Physics Letters*, Bd. 118, Ausg. 21, S. 210 503, 2021.
- [123] D.-H. Yoon und Y.-H. Song, „Categories of Oxide Phosphors“ in *Phosphors, Up Conversion Nano Particles, Quantum Dots and Their Applications*, R.-S. Liu, Springer Berlin Heidelberg, S. 265–283, 2017.

- [124] B. Willeke, „Laserscheinwerfer für adaptive Fahrlichtfunktionen im Kfz,“ Dissertation, Gottfried Wilhelm Leibniz Universität Hannover, 2016.
- [125] C. Cozzan, M. J. Brady, N. O’Dea u. a., „Monolithic translucent BaMgAl₁₀O₁₇:Eu²⁺ phosphors for laser-driven solid state lighting“, *AIP Advances*, Bd. 6, Ausg. 10, S. 105 005, 2016.
- [126] S. Li, Q. Zhu, L. Wang u. a., „CaAlSiN₃:Eu²⁺ translucent ceramic: a promising robust and efficient red color converter for solid state laser displays and lighting“, *Journal of Materials Chemistry C*, Bd. 4, Ausg. 35, S. 8197–8205, 2016.
- [127] S. Li, D. Tang, Z. Tian u. a., „New insights into the microstructure of translucent CaAlSiN₃:Eu²⁺ phosphor ceramics for solid-state laser lighting“, *Journal of Materials Chemistry C*, Bd. 5, Ausg. 5, S. 1042–1051, 2017.
- [128] H.-K. Shih, Y.-P. Chang, C.-N. Liu, K. Li und W.-H. Cheng, „Laser-excited single crystal phosphor in white LED for wide field of view and high enhanced central brightness for vehicle headlights“, *AIP Advances*, Bd. 12, Ausg. 1, S. 015 018, 2022.
- [129] M. Engl, A. Lenef, P. Pikart u. a., „Blue laser light conversion: a technology comparison between transmissive and reflective approaches,“ 12th International Symposium on Automotive Lighting: Proceedings of the Conference 17, S. 19–28, 2017.
- [130] Y. Ma, M. Wang und X. Luo, „A Comparative Study of Reflective and Transmissive Phosphor-converted Laser-based White Lighting,“ 17th IEEE Intersociety Conference on Thermal and Thermomechanical Phenomena in Electronic Systems (ITherm), S. 773–777, 2018.
- [131] J. Zhao, Z. Guo, Z. Yu u. a., „Laser-Driven White Light Source with High Luminescence Saturation Through Reflective Color Converter“, *IEEE Electron Device Letters*, S. 1–1, 2023.

- [132] A. Krasnoshchoka, A. Thorseth, C. Dam-Hansen, D. D. Corell, P. M. Petersen und O. B. Jensen, „Investigation of Saturation Effects in Ceramic Phosphors for Laser Lighting“, *Materials*, Bd. 10, Ausg. 12, S. 1407, 2017.
- [133] J. Kubat, O. Philip, M. Pokorny und M. Mazura, „MonaLIGHT: broadband, non-coherent laser-based illumination designed for instrumentation and étendue restricted applications“, SPIE, Nonimaging Optics: Efficient Design for Illumination and Concentration XIX, S. 3, 2024.
- [134] M. Nitta, N. Nagao, Y. Nomura u. a., „High-Brightness Red-Emitting Phosphor $\text{La}_3(\text{Si},\text{Al})_6(\text{O},\text{N})_{11}:\text{Ce}^{3+}$ for Next-Generation Solid-State Light Sources“, *ACS Applied Materials & Interfaces*, Bd. 12, Ausg. 28, S. 31 652–31 658, 2020.
- [135] Y. Xia, S. Li, Y. Zhang, T. Takeda, N. Hirosaki und R.-J. Xie, „Discovery of a Ce^{3+} -activated red nitride phosphor for high-brightness solid-state lighting“, *Journal of Materials Chemistry C*, Bd. 8, Ausg. 41, S. 14 402–14 408, 2020.
- [136] V. Bachmann, „Studies on luminescence and quenching mechanisms in phosphors for light emitting diodes“, Dissertation, Utrecht University, 2007.
- [137] Y. Pan, M. Wu und Q. Su, „Tailored photoluminescence of YAG:Ce phosphor through various methods“, *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, Bd. 65, Ausg. 5, S. 845–850, 2004.
- [138] J. Müller, O. Ghosh, I. B. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „Flexible illumination module for lab-on-chip applications“, SPIE, Optical Diagnostics and Sensing XXIV: Toward Point-of-Care Diagnostics, S. 1 285 005, 2024.

- [139] Y. Li, C. Ma, C. Zuo u. a., „High thermal stability AlN-YAG: Ce composite phosphor ceramics for high-power laser-driven lighting“, *Applied Physics Letters*, Bd. 119, Ausg. 25, S. 251 903, 2021.
- [140] K. Li, Y. Chang, L. Wang u. a., „Static Laser Phosphor for Projectors with Rotating Tilted Mirror“, *SID Symposium Digest of Technical Papers*, Bd. 53, Ausg. 1, S. 956–959, 2022.
- [141] P. Sun, P. Hu, Y. Liu u. a., „Luminescence-Refrigeration Module: Addressing Luminescence Saturation Challenges in Laser-Driven Lighting“, *Laser & Photonics Reviews*, S. 2 300 969, 2023.
- [142] A. Correia, P. Hanselaer und Y. Meuret, „Opto-thermal design of a white light point source based on high power blue laser diodes,“ SPIE, Sixteenth International Conference on Solid State Lighting and LED-based Illumination Systems 10378, S. 25, 2017.
- [143] P. Zheng, S. Li, L. Wang u. a., „Unique Color Converter Architecture Enabling Phosphor-in-Glass (PiG) Films Suitable for High-Power and High-Luminance Laser-Driven White Lighting“, *ACS Applied Materials & Interfaces*, Bd. 10, Ausg. 17, S. 14 930–14 940, 2018.
- [144] Y. Peng, Y. Mou, Q. Sun, H. Cheng, M. Chen und X. Luo, „Facile fabrication of heat-conducting phosphor-in-glass with dual-sapphire plates for laser-driven white lighting“, *Journal of Alloys and Compounds*, Bd. 790, S. 744–749, 2019.
- [145] Y. Ma und X. Luo, „Enhancing opto-thermal performances of the reflective phosphor-converted laser diode by stacking a sapphire substrate for double-sided phosphor cooling“, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Bd. 143, S. 118 600, 2019.

- [146] S. Yuan, I. Bitzilou, X. Chen u. a., „Novel strategy to optimize luminance for phosphor-converted laser lighting“, *Journal of Luminescence*, Bd. 265, S. 120 233, 2024.
- [147] Y. Ma, W. Lan, B. Xie, R. Hu und X. Luo, „An optical-thermal model for laser-excited remote phosphor with thermal quenching“, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Bd. 116, S. 694–702, 2018.
- [148] Z. Cheng, Y. Wang, W. Li u. a., „Porous Ce:YAG ceramics with controllable microstructure for high-brightness laser lighting“, *Journal of the American Ceramic Society*, 2023.
- [149] P. Zheng, S. Li, R. Wei u. a., „Unique Design Strategy for Laser-Driven Color Converters Enabling Superhigh-Luminance and High-Directionality White Light“, *Laser & Photonics Reviews*, Bd. 13, Aug. 10, S. 1 900 147, 2019.
- [150] J. Kubat, S. Novotny, M. Pokorný, V. Miller und M. Mazura, „The ultra-bright and low-etendue light source for bioinstrumentation and scientific applications,“ SPIE, Integrated Optics: Design, Devices, Systems and Applications VII, S. 12, 2023.
- [151] A. Lenef, J. F. Kelso, J. Serre, A. A. Kulkarni, D. Kinkenon und M. Avison, „Co-sintered ceramic converter for transmissive laser-activated remote phosphor conversion“, *Applied Physics Letters*, Bd. 120, Aug. 2, S. 021 104, 2022.
- [152] Y. Cao, R. Xie, Q. Liu und X. Chen, „Pursuing phosphor materials for laser-driven lighting“, *Applied Physics Letters*, Bd. 121, Aug. 15, S. 150 401, 2022.
- [153] „Static Ceramic Converters,“ Nr. January 2024, Produktinformation, SCHOTT AG, Jan. 2024.
- [154] J. Muschaweck und H. Rehn, *Designing illumination optics* aus der Serie Tutorial texts in optical engineering, SPIE Press, 2022.

- [155] J. Müller, T. Wilm, I. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „Investigation of high radiance laser-pumped phosphor converted light sources in sensor applications,“ Proceedings der 124. Jahrestagung der DGaO, 0287–2023–A039–1, 2023.
- [156] W. Demtröder, *Experimentalphysik 3: Atome, Moleküle und Festkörper* aus der Serie Experimentalphysik, 5., neu bearbeitete und aktualisierte Auflage, Springer Spektrum, 2016.
- [157] „Oslon® Black Flat - LUW HWQP,“ Datenblatt, Osram Opto Semiconductors GmbH, Jan. 2020.
- [158] D. Podbiel, F. Laermer, R. Zengerle und J. Hoffmann, „Fusing MEMS technology with lab-on-chip: nanoliter-scale silicon microcavity arrays for digital DNA quantification and multiplex testing“, *Microsystems & Nanoengineering*, Bd. 6, Ausg. 1, S. 82, 2020.
- [159] R. Kauschke, „Systematik zur lichttechnischen Gestaltung von aktiven Scheinwerfern,“ Dissertation, Paderborn Universität, 2007.
- [160] G. D. Bishop, „The Cathode-ray Tube“ in *Electronics II*, Macmillan Education UK, S. 31–37, 1977.
- [161] M. Götz und K. Eichhorn, „Optical Technologies for Future Headlamps,“ 6th International Symposium on Automotive Lighting: Proceedings of the Conference 11, S. 307–316, 2005.
- [162] J. Müller, M. Baus, I. B. Ramsteiner und R. Fieß, „Chiplabor-Kartusche zur Fluoreszenzanalyse mit integriertem Anregungsmittel,“ Patentanmeldung am 26.08.2024 unter der Anmelde-nummer DE 102024208096.9 eingereicht, Erteilung in Prüfung.
- [163] S. Li, Y. Guo und R.-J. Xie, „Laser Phosphors for Next-Generation Lighting Applications“, *Accounts of Materials Research*, 2022.

- [164] J. D. Rancourt, *Optical thin films: user handbook*, SPIE Optical Engineering Press, 1996.
- [165] H. Kogelnik, „Coupled Wave Theory for Thick Hologram Gratings“, *Bell System Technical Journal*, Bd. 48, Ausg. 9, S. 2909–2947, 1969.
- [166] J. Müller, „Analyseeinheit für ein Analysegerät zum Analysieren einer in einer Kartusche enthaltenen Probe, Analysegerät und Verfahren zum Betreiben einer Analyseeinheit,“ Patentanmeldung am 25.04.2025 unter der Anmeldenummer DE 102025115985.8 eingereicht, Erteilung in Prüfung.

EIGENE VERÖFFENTLICHUNGEN UND BETREUTE ARBEITEN

Im Folgenden sind die im Rahmen der Arbeit entstandenen Veröffentlichungen in Form von wissenschaftlichen Beiträgen und angemeldeten Patentschriften sowie betreute studentische Abschlussarbeiten aufgelistet.

WISSENSCHAFTLICHE BEITRÄGE

- O. Ghosh, J. Müller, I. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „Lab-on-chip projection system for fluorescence based medical analysis,“ TU Ilmenau, Lux junior 2023: 16. Internationales Forum für den lichttechnischen Nachwuchs 23. – 25. Juni 2023, S. 43–46, 2023.
- J. Müller, I. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „Wavelength-converted light sources in fluorescence-based methods in medical technology,“ TU Ilmenau, Lux junior 2023: 16. Internationales Forum für den lichttechnischen Nachwuchs 23. – 25. Juni 2023, p. 209, 2023.
- J. Müller, T. Wilm, I. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „Investigation of high radiance laser-pumped phosphor converted light sources in sensor applications,“ Proceedings der 124. Jahrestagung der DGaO, 0287–2023–A039–1, 2023.
- M. Ishaqat, J. Müller, R. Mutaz und I. B. Ramsteiner, „3D Printed Smart Designs - a Cost-Effective and Fast Alternative to Conventional Manufacturing Methods,“ German Jordanian University, 22nd International Conference on Research and Education in Mechatronics (REM) 22, S. 192–197, 2024.

- J. Müller, O. Ghosh, I. B. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „Flexible illumination module for lab-on-chip applications,“ SPIE, Optical Diagnostics and Sensing XXIV: Toward Point-of-Care Diagnostics, S. 1 285 005, 2024.
- J. Müller, I. B. Ramsteiner, R. Fieß und C. Neumann, „High-radiance phosphor-converted light sources for fluorescence analysis“, *Advanced Optical Technologies*, Bd. 13, S. 1 510 954, 2024.

EINGEREICHTE PATENTSCHIFTEN

- J. Müller, „Analyseeinheit für ein Analysegerät zum Analysieren einer in einer Kartusche enthaltenen Probe, Analysegerät und Verfahren zum Betreiben einer Analyseeinheit,“ Patentanmeldung am 25.04.2025 unter der Anmeldenummer DE 102025115985.8 eingereicht, Erteilung in Prüfung.
- J. Müller, „Optische Vorrichtung zum Lenken eines Lichtstrahls sowie Verfahren zum Betreiben einer optischen Vorrichtung,“ Patentanmeldung am 06.06.2024 unter der Anmeldenummer DE 102024205217.5 eingereicht, Erteilung in Prüfung.
- J. Müller, M. Baus, I. B. Ramsteiner und R. Fieß, „Chiplabor-Kartusche zur Fluoreszenzanalyse mit integriertem Anregungsmittel,“ Patentanmeldung am 26.08.2024 unter der Anmeldenummer DE 102024208096.9 eingereicht, Erteilung in Prüfung.
- J. Müller, R. Fieß und I. B. Ramsteiner, „Optische Lichtleitvorrichtung und Verfahren zum Betreiben einer optischen Lichtleitvorrichtung,“ Patentanmeldung am 06.06.2024 unter der Anmeldenummer DE 102024205212.4 eingereicht, Erteilung in Prüfung.

- S. Pilsl, N. Soltani und J. Müller, „Verfahren und Vorrichtung zum Nachweis mehrerer Nukleinsäuren nebeneinander,“ Patentanmeldung am 13.12.2024 unter der Anmeldenummer DE 102024211891.5 eingereicht, Erteilung in Prüfung.
- I. B. Ramsteiner und J. Müller, „Vorrichtung zum Bereitstellen von Anregungslicht für eine Analyse einer biologischen Probe mittels Fluoreszenzmessung und Verfahren zum Betreiben einer solchen Vorrichtung,“ Patentanmeldung am 08.10.2024 unter der Anmeldenummer DE 102024209780.2 eingereicht, Erteilung in Prüfung.
- N. Soltani, J. Müller und S. Pilsl, „Filtervorrichtung für eine optische Analysevorrichtung und Verfahren zum Betreiben der optischen Analysevorrichtung,“ Patentanmeldung am 13.12.2024 unter der Anmeldenummer DE 102024211888.5 eingereicht, Erteilung in Prüfung.
- N. Soltani, S. Pilsl und J. Müller, „Optische Analysevorrichtung für Point-of-Care-Diagnostik und Verfahren zu ihrem Betrieb,“ Patentanmeldung am 13.12.2024 unter der Anmeldenummer DE 102024211889.3 eingereicht, Erteilung in Prüfung.

BETREUTE STUDENTISCHE ABSCHLUSSARBEITEN

- O. Ghosh, „Design, Setup, Characterization of an Optical System for filtering and projection of Fluorescence radiation,“ Masterarbeit, Karlsruher Institut für Technologie, 2023.
- M. Ishaqat, „Polychromatic Flying Spot Projector for Medical Applications,“ Bachelorarbeit, German Jordanian University (GJU), 2024.

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 2.1:	Absorptions- und Emissionsspektren der Vivalytic-Farbstoffe	16
Abbildung 2.2:	Bewertung von Lichtquellentechnologien . .	28
Abbildung 3.1:	Funktionen des Leuchtstoff-basierten Beleuchtungssystems	35
Abbildung 3.2:	Morphologischer Kasten	42
Abbildung 4.1:	Signalfluss zur Berechnung des Übersprechens	48
Abbildung 4.2:	Basisspektrum des Referenzsystems	51
Abbildung 4.3:	Signalfluss des Referenzsystems	59
Abbildung 4.4:	Signalfluss zur Berechnung des Übersprechens mit dichroitischen Spiegeln .	60
Abbildung 4.5:	Übersprechen im dichroitischen Filterkonzept	61
Abbildung 4.6:	Signalfluss des Filterkonzeptes mit Multibandpassfilter	62
Abbildung 4.7:	Übersprechen im Filterkonzept mit Multibandpassfilter	63
Abbildung 4.8:	Leuchtstoffkandidaten	70
Abbildung 5.1:	Skizze des Anregungssystems im Charakterisierungssetup	85
Abbildung 5.2:	Skizze der Messinstrumente im Charakterisierungssetup	88
Abbildung 5.3:	Strahldichte L der Leuchtstoffproben über der Pumpleistung P_L sowie -bestrahlungsstärke E_L auf dem Leuchtstoff	90

Abbildung 5.4:	Laserspot und Fluoreszenzspot auf dem Leuchtstoff	91
Abbildung 5.5:	Spektrale Strahldichte der Leuchtstoffproben	92
Abbildung 5.6:	Einfluss der Größe des Pumpspots auf die Pumpleistung, Bestrahlungsstärke sowie Spot-Expansion am Bestrahlungsstärkelimit	104
Abbildung 5.7:	Einfluss der Größe des Pumpspots auf die Strahldichte sowie die Strahldichte pro Pumpleistung am Bestrahlungsstärkelimit .	105
Abbildung 5.8:	Integration der Strahldichte über die Einheitspupille in Abhängigkeit der Größe des Fluoreszenzspots	108
Abbildung 5.9:	Anbringung der Saphirscheibe auf dem Leuchtstoff	109
Abbildung 5.10:	Vergleich der Fluoreszenzspots mit und ohne Blende	111
Abbildung 5.11:	Einfluss einer Saphirscheibe und einer Blende	112
Abbildung 6.1:	Konzepte zur Auswahl der Anregungsstrahlung	118
Abbildung 6.2:	Legende zur Auswahl der Anregungsstrahlung	119
Abbildung 6.3:	Einordnung der Konzepte bezüglich eines geringen Risikos sowie der Kosten	126
Abbildung 6.4:	Einordnung der Konzepte bezüglich eines hohen Potentials sowie der Kosten	126
Abbildung 7.1:	Technische Realisierung des 4. Konzepts in axonometrischer Darstellung	133
Abbildung 7.2:	Technische Realisierung des Konzepts 4 als Schnittdarstellung	134

Abbildung 7.3:	Setup zum experimentellen Nachweis des Miniaturisierungspotentials	138
Abbildung 7.4:	Filterwirkung eines Hologramms in verschiedenen Konfigurationen	139
Abbildung 7.5:	Simuliertes Setup der Hologrammkaskade .	142
Abbildung 7.6:	Filterwirkung der Hologrammkaskade . . .	143
Abbildung 8.1:	Möglichkeiten der Erzeugung einer Lichtverteilung nach [159]	152
Abbildung 8.2:	Etendue-Limitation des Flying-Spot-Projektors	155
Abbildung 8.3:	Strahlengang des Flying-Spot-Projektors . .	158
Abbildung 8.4:	Mechanischer Aufbau des Flying-Spot-Projektors	160
Abbildung 8.5:	Integration des Flying-Spot-Projektors in den Vivalytic-Teststand	162
Abbildung 8.6:	Spektren der Anregungsbänder des Flying-Spot-Projektors	165
Abbildung 8.7:	Vergleich der Performanz der ausgewählten Leuchtstoffe mit LaserLight SMD 500 im Flying-Spot-Projektor	166
Abbildung B.1:	Signalfluss zur Berechnung des Übersprechens mit dichroitischen Spiegeln .	249
Abbildung B.2:	Spektren zur Berechnung des Übersprechens im dichroitischen Setup am Beispiel des 2. Anregungs- und Nachweisbandes	250
Abbildung B.3:	Basisspektrum gefiltert mit dichroitischen Kantenfiltern	251
Abbildung B.4:	Überlapp des Anregungsspektrums mit dem 1. und 2. Farbstoff	252

Abbildung B.5:	Überlapp des Anregungsspektrums mit dem 3. und 4. Farbstoff	253
Abbildung B.6:	Von den Farbstoffen emittiertes Spektrum und Spektrum am Detektor	254

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 2.1: Pugh-Matrix zu Lichtquellentechnologien . . .	27
Tabelle 4.1: Übersprechen des Referenzsystems	52
Tabelle 4.2: Spektral selektive Leuchtstoffe mit einer Halbwertsbreite kleiner oder gleich 50 nm . . .	69
Tabelle 4.3: Spektral selektive Leuchtstoffe mit einer Halbwertsbreite größer 50 nm und kleiner oder gleich 60 nm	69
Tabelle 4.4: Spektral selektive Leuchtstoffe mit einer Halbwertsbreite größer 60 nm	71
Tabelle 5.1: Untersuchte Leuchtstoffproben	81
Tabelle 5.2: Wichtige Bauteile des Charakterisierungssetups	83
Tabelle 6.1: Paarweiser Vergleich 1	122
Tabelle 6.2: Paarweiser Vergleich 2	123
Tabelle 6.3: Pugh Matrix: Auswahl der Anregungsstrahlung mit geringem Risiko	127
Tabelle 6.4: Pugh Matrix: Auswahl der Anregungsstrahlung mit hohem Potential	128

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

DMD Digital Mirror Device

DNA Desoxyribonukleinsäure (englisch: deoxyribonucleic acid)

DPSS-Laser diodengepumpter Festkörperlaser (englisch:
Diode-pumped solid-state laser)

FWHM Full Width at Half Maximum

Laser Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

LCD Liquid Crystal Display

LED Licht emittierende Diode

LERP laserangeregter Remote-Leuchtstoff (englisch: laser-excited
remote phosphor)

MRSA Methicillin-resistenter Staphylococcus aureus

PCR Polymerase Kettenreaktion (englisch: Polymerase Chain
Reaction)

PISA „Phosphor Information and Spectra Access“

qPCR quantitative Polymerase Kettenreaktion

RIU Einheiten des Brechungsindex (englisch: Refractive Index
Units)

TE transversal-elektrisch

TM transversal-magnetisch

Anhang A

BEWERTUNG DER LICHTQUELLENTECHNOLOGIEN

Die in der Pugh-Matrix in Tabelle 2.1 verwendeten Bewertungen basieren auf den Beschreibungen in Kapitel 2.2 und werden im Folgenden zusammen mit der Kostenschätzung detailliert Matricelement für Matricelement aufgeschlüsselt.

A.1 SPEKTRUM

Thermischer Strahler · Bewertung 3, da im Vergleich zu Gasentladungslampen keine Emission im Ultravioletten erfolgt und das Spektrum keine Spitzen enthält.

Traditionelle Gasentladungslampen · Bewertung 0, da es sich um das Referenzkonzept handelt. Das Spektrum einer Gasentladungslampe weist je nach Typ Spitzen auf und enthält Anteile im Ultravioletten und Infraroten.

LDLS® · Bewertung 1, da es weniger Spitzen im Spektrum als bei Quecksilberdampf lampen, aber trotzdem noch eine Emission im Ultravioletten und Infraroten gibt.

Direkt-emittierende LEDs · Bewertung -1, da die spektrale Breite einer Emission etwa der Breite eines Anregungsbandes entspricht, was

zwar zu einer hohen spektralen Effizienz, dafür allerdings aufgrund von Veränderungen während des Betriebes und Herstellungstoleranzen zu spektralen Unsicherheiten führt.

Laserdioden und traditionelle Laser · Bewertung -3, da es sich um eine Linienemission handelt, die spektralen Veränderungen unterliegt.

Leuchtstoff-konvertierte LEDs, LERP-Lichtquellen und Lumineszenz-Konzentratoren · Bewertung 3, da diese Lichtquellen ein kontinuierliches Spektrum ohne Spitzen aufweisen, das keine Emission im Ultravioletten und Infraroten zeigt.

A.2 STRAHLDICHTEN

Thermischer Strahler · Bewertung -3, da thermische Strahler die geringste Strahldichte unter allen untersuchten Lichtquellen aufweisen.

Traditionelle Gasentladungslampen · Bewertung 0, da es sich um das Referenzkonzept handelt. Gasentladungslampen weisen generell eine hohe Strahldichte auf.

LDLS® · Bewertung 3, da die Strahldichte einer Gasentladungslampe um etwa eine Größenordnung übertroffen wird.

Direkt-emittierende LEDs · Bewertung -1, da die Strahldichte geringer als die der Gasentladungslampen ist.

Laserdioden und traditionelle Laser · Bewertung 3, da die Strahldichte von Lasern generell sehr hoch ist.

Leuchtstoff-konvertierte LEDs · Bewertung -3, da die Strahldichte durch die zusätzliche Leuchtstoff-Konversion nochmals geringer als die Strahldichte direkt-emittierender LEDs ist.

LERP-Lichtquellen · Bewertung 1, da die Strahldichte in der gleichen Größenordnung oder sogar etwas höher ist als die Strahldichte der Gasentladungslampen. Insbesondere dynamische Konzepte wie Leuchtstoff-Räder erreichen höhere Strahldichten.

Lumineszenz-Konzentratoren · Bewertung 1, da die Strahldichte vergleichbar oder sogar etwas höher als die der Gasentladungslampen ist.

A.3 BAURAUM

Thermischer Strahler · Bewertung 1, da ein thermischer Strahler etwa die gleich Größe einnimmt wie eine Gasentladungslampe, aber mit einer einfacheren Spannungsversorgung auskommt.

Traditionelle Gasentladungslampen · Bewertung 0, da es sich um das Referenzkonzept handelt. Der Bauraum einer Gasentladungslampe ist eher klein, wenn auch nicht so klein wie der einer LED. Hinzu kommt allerdings noch eine aufwendige Spannungsversorgung.

LDLS® · Bewertung -1, da zu dem Bauraum einer Gasentladungslampe zusätzlich ein Laser hinzukommt.

Direkt-emittierende und Leuchtstoff-konvertierte LEDs sowie Laserdioden · Bewertung 3, da ein nur sehr kleiner Bauraum eingenommen wird.

Traditionelle Laser · Bewertung -3, da diese meist auf einem optischen Pumpmechanismus beruhen und eine zusätzliche Pumplichtquelle benötigen.

LERP-Lichtquellen · Bewertung 1, da der Bauraum Größen vergleichbar mit LEDs und Lasern einnimmt. Einen kleinen Abzug gibt es, da diese Lichtquellen durch das Remote-Konzept immer etwas größer als LEDs und Laser einzeln sein werden.

Lumineszenz-Konzentratoren · Bewertung -3, da der Leuchtstoff-Wellenleiter mindestens eine LED-Anordnung und ein Kühlsystem benötigt. Die Miniaturisierung dieses Konzeptes wird als schwierig angesehen.

A.4 SICHERHEIT

Thermischer Strahler · Bewertung 3, da abgesehen von einer signifikanten Abwärme und dem Betrieb bei hohen Temperaturen im Inneren der Lampe keine Sicherheitsrisiken existieren. Die Folgen der hohen Betriebstemperatur kommen insbesondere bei der Anforderung Abwärme zu tragen.

Traditionelle Gasentladungslampen · Bewertung 0, da es sich um das Referenzkonzept handelt. Es ist darauf hinzuweisen, dass Gasentladungslampen einige Sicherheitsrisiken wie Ozonbildung, Explosionsgefahr, Emission ultravioletter Strahlung sowie teilweise Quecksilber-Gehalt aufweisen.

LDLS® · Bewertung -1, da zu den Gefahren einer traditionellen Gasentladungslampe zusätzlich Laserstrahlung als Sicherheitsrisiko hinzukommt.

Direkt-emittierende und Leuchtstoff-konvertierte LEDs · Bewertung 3, da keine Sicherheitsrisiken vorhanden sind.

Laserdioden und traditionelle Laser · Bewertung 1, da lediglich die Laserstrahlung als Sicherheitsrisiko angesehen wird.

LERP-Lichtquellen · Bewertung 1, da es trotz Streuung am Leuchtstoff noch ein Sicherheitsrisiko aufgrund der hohen Strahldichte der Laserstrahlung gibt.

Lumineszenz-Konzentratoren · Bewertung 3, da es weder Laserstrahlung noch gefährliche Materialien gibt.

A.5 LEBENSDAUER

Thermischer Strahler · Bewertung -1, da die Lebensdauer mit 50 Stunden bei maximaler Spannung geringer als die von Gasentladungslampen ist.

Traditionelle Gasentladungslampen · Bewertung 0, da es sich um das Referenzkonzept handelt. Die Lebensdauer von Gasentladungslampen liegt im Bereich von 100 bis 1000 Stunden.

LDLS® · Bewertung 3, da die Lebensdauer im Bereich von 10 000 Stunden liegt.

Direkt-emittierende und Leuchtstoff-konvertierte LEDs · Bewertung 3, da die Lebensdauer im Bereich von 20 000 Stunden liegt.

Laserdioden und LERP-Lichtquellen · Bewertung 3, da die Lebensdauer im Bereich von 10 000 Stunden liegt.

Traditionelle Laser · Bewertung 0, da die Lebensdauer vergleichbar mit der Lebensdauer von Gasentladungslampen ist.

Lumineszenz-Konzentratoren · Bewertung 3, da die Lebensdauer im Bereich von 10 000 Stunden liegt.

A.6 ABWÄRME

Thermischer Strahler · Bewertung -1, da die Lichtquelle als thermischer Strahler noch mehr Wärmestrahlung emittiert als Gasentladungslampen.

Traditionelle Gasentladungslampen · Bewertung 0, da es sich um das Referenzkonzept handelt. Bei der Gasentladung entsteht ein signifikanter Anteil an thermischer Energie.

LDLS® · Bewertung 0, da die Lichtquelle auf dem gleichen Prinzip wie traditionelle Gasentladungslampen beruht.

Direkt-emittierende LEDs und Laserdioden · Bewertung 3, da die Lichtquellen keine signifikante Quelle thermischer Energie sind.

Traditionelle Laser · Bewertung 0, da die Lichtquellen eine schlechte Gesamteffizienz aufweisen und damit elektrische Energie in thermische Energie umwandeln.

Leuchtstoff-konvertierte LED und LERP-Lichtquellen · Bewertung 1, da die Lichtquellen keine signifikante Quelle thermischer Energie darstellen, aber durch die Leuchtstoffkonversion mehr thermische Energie als bei direkt-emittierenden LEDs und Laserdioden generiert wird.

Lumineszenz-Konzentratoren · Bewertung 0, da die Lichtquelle eine vergleichbare Gesamteffizienz wie Gasentladungslampen aufweist und die nicht genutzte elektrische Energie zu mindestens einem Teil in thermische Energie umgewandelt wird.

Anhang B

BEISPIEL-RECHNUNG DES SPEKTRALEN ÜBERSPRECHENS

Das vorliegende Kapitel berechnet das spektrale Übersprechen beispielhaft für das dichroitische Kantenfilterkonzept aus Kapitel 4.1.2. Es wird nur der Fall betrachtet, dass Basisspektrum sowie Detektionsfilter 2 aktiv sind. Außerdem soll das Basisspektrum 2 als Gauß-Kurve modelliert sein und eine spektrale Halbwertsbreite von 60 nm aufweisen. Die Ergebnisse aus Kapitel 4.1.2 ergeben sich aus der Wiederholung dieser Rechnung für alle vier Basisspektren und unter Variation der spektralen Halbwertsbreite.

Im Folgenden wird nur der in Abbildung 4.4 aktive Signalfluss betrachtet. Dieser ist in Abbildung B.1 vereinfacht dargestellt. Die Knoten im Signalfluss-Diagramm repräsentieren die eingesetzten Spektren, die in Abbildung B.2 dargestellt sind. Das obere Diagramm in Abbildung B.2 zeigt das Basisspektrum 2, modelliert als Gauß-Kurve mit einer spektralen Halbwertsbreite von 60 nm. Darunter sind die Absorptionsspektren $a_j(\lambda)$ und Emissionsspektren $e_j(\lambda)$ der genutzten Farbstoffe dargestellt. Diese entsprechen den Spektren aus Abbildung 2.1. Zusätzlich zeigen die unteren Diagramme das effektive und idealisierte Transmissionsspektrum $f_{a,2}(\lambda)$, das sich durch die Kombination der in Kapitel 4.1.2 beschriebenen dichroitischen Kantenfilter ergibt, sowie das Transmissionsspektrum des Nachweisbandes $f_{d,2}(\lambda)$, das dem des Valytic-Analysegerätes entspricht.

Anders als in Abbildung 4.4 visualisiert Abbildung B.1 zusätzlich die Zwischenprodukte, die den Pfeilen im Signalflussdiagramm entsprechen. Die Spektren der Zwischenprodukte sind in den Abbildungen B.3 bis B.6 einzeln aufgetragen. Abbildung B.3 zeigt das Anregungsspektrum $b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda)$, welches mit der Probe interagiert. Die Intensität der Interaktion mit jedem Farbstoff ist durch das Integral des Überlapps aus Anregungsspektrum und Absorptionsspektrum jedes Farbstoffs $\int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_j(\lambda)) d\lambda$ gegeben. Der Überlapp für jeden Farbstoff ist in den vier Diagrammen in den Abbildungen B.4 und B.5 dargestellt. Die Farbstoffe werden im gezeigten Beispiel so angeregt, dass die absorbierte Leistung zu 4 % von Farbstoff 1, zu 73 % von Farbstoff 2, zu 19 % von Farbstoff 3 und zu 4 % von Farbstoff 4 wieder emittiert wird. Das gezeigte Beispiel berücksichtigt dabei keine Effizienzen oder Konzentrationen der Farbstoffe. Die Emissionsspektren gewichten sich mit den zuvor genannten Werten und die Farbstoffe emittieren das Spektrum $\sum_{j=1}^4 (\int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_j(\lambda)) d\lambda \cdot e_j(\lambda))$ aus dem oberen Diagramm in Abbildung B.6. Nach dem Detektionsfilter 2 kommt das Spektrum $\sum_{j=1}^4 (\int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_j(\lambda)) d\lambda \cdot e_j(\lambda)) \cdot f_{d,2}(\lambda)$ aus dem unteren Diagramm in Abbildung B.6 am Detektor an. Der Detektor sieht das Integral über die Summe aller Anteile. Die zu ermittelnde Zielgröße, das Signal, ist dabei nur durch den Anteil $(\int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_2(\lambda)) d\lambda \cdot e_2(\lambda)) \cdot f_{d,2}(\lambda)$ gegeben, während alle Anteile $j \neq 2$ von $(\int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_j(\lambda)) d\lambda \cdot e_j(\lambda)) \cdot f_{d,2}(\lambda)$ dem Übersprechen anderer Farbstoffe entsprechen. Normiert auf das Signal resultiert ein Übersprechen von Farbstoff 1 von 1,8 %, von Farbstoff 3 von 0,8 % und kein Übersprechen von Farbstoff 4. Das resultierende Übersprechen entspricht der Summe und beträgt daher 2,6 %.

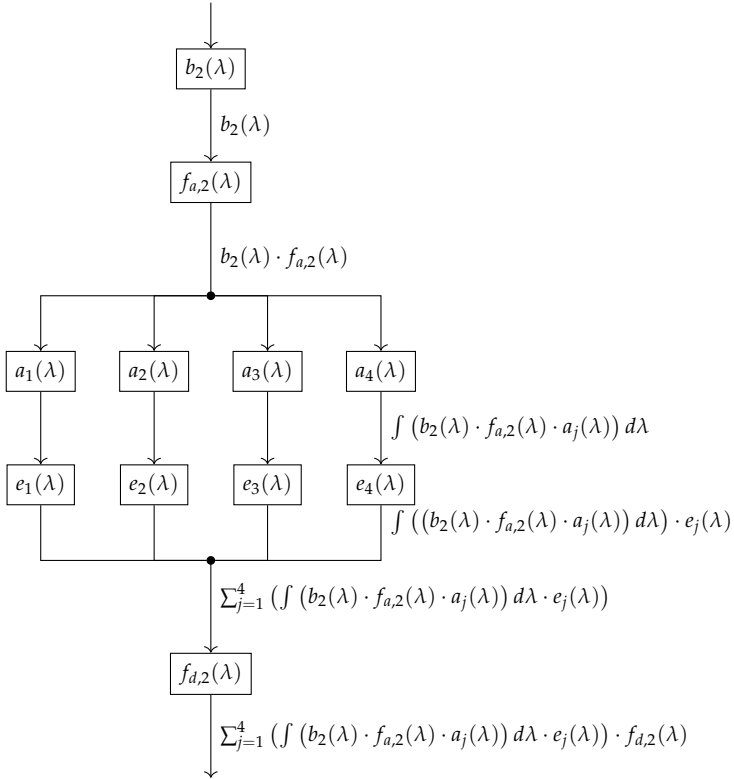


Abbildung B.1: Signalfloss zur Berechnung des Übersprechens mit dichroitischen Spiegeln, in dem beispielhaft Basisspektrum und Detektionsfilter 2 aktiv sind.

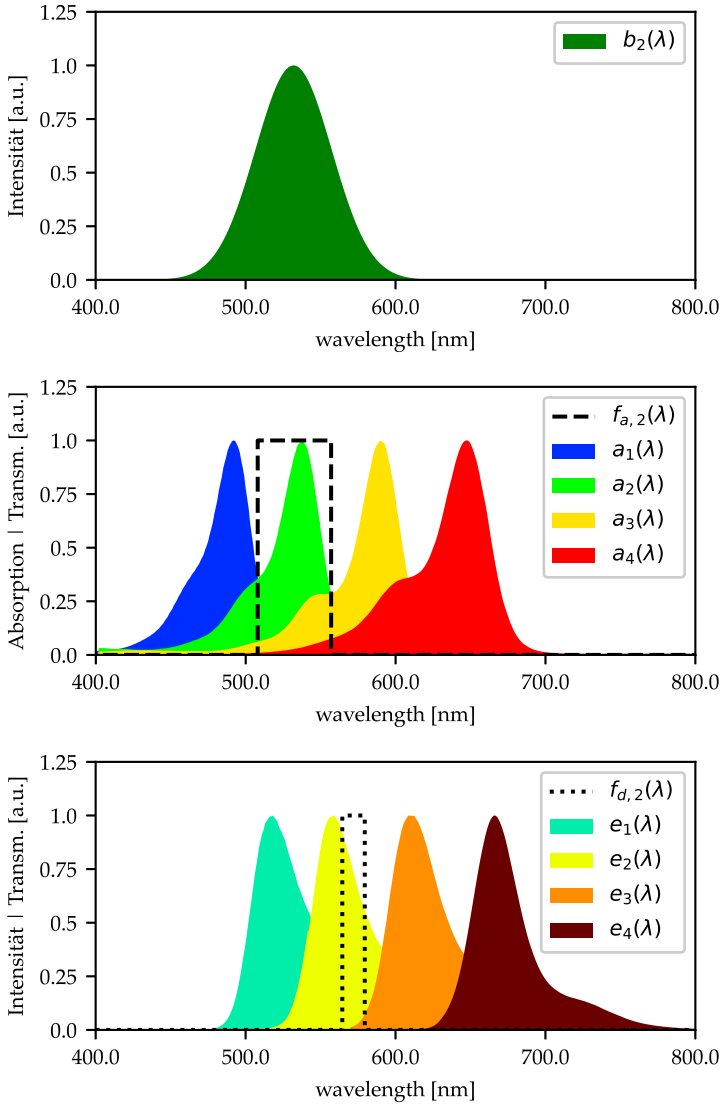


Abbildung B.2: Spektren zur Berechnung des Übersprechens im dichroitischen Setup am Beispiel des 2. Anregungs- und Nachweisbandes

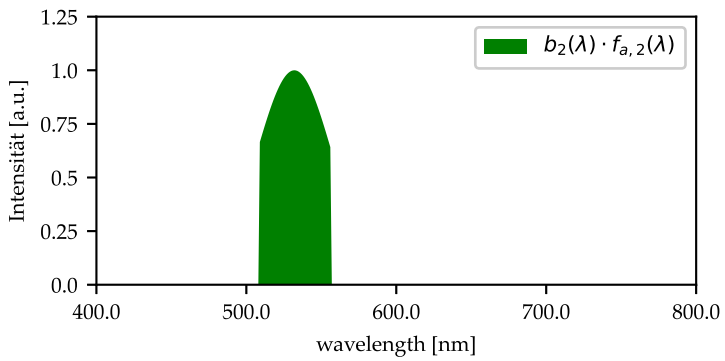


Abbildung B.3: Basisspektrum gefiltert mit dichroitischen Kantenfiltern

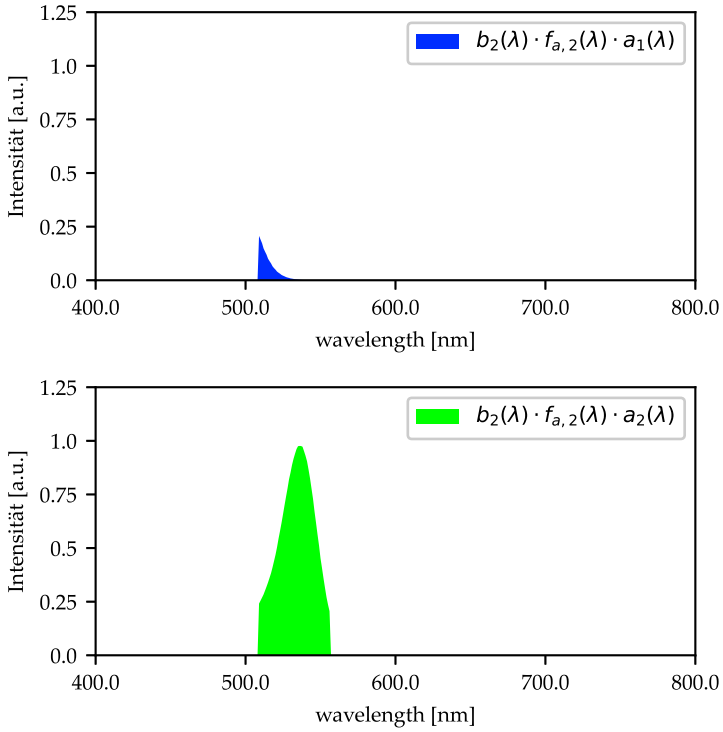


Abbildung B.4: Überlapp des Anregungsspektrums mit dem 1. und 2. Farbstoff

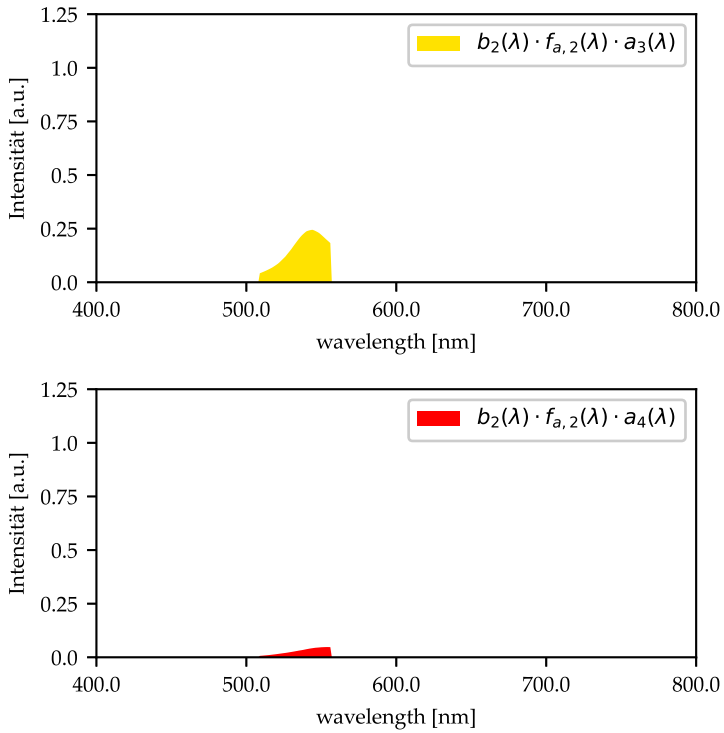
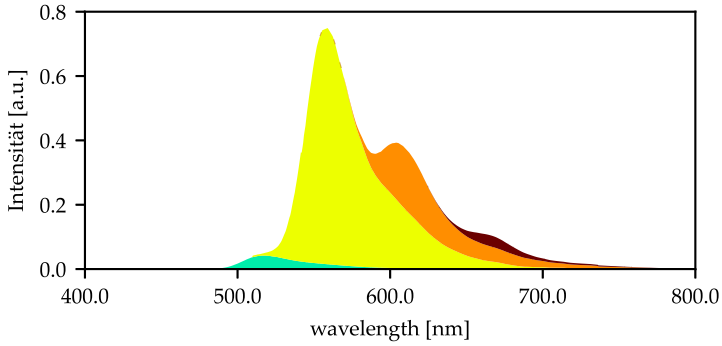
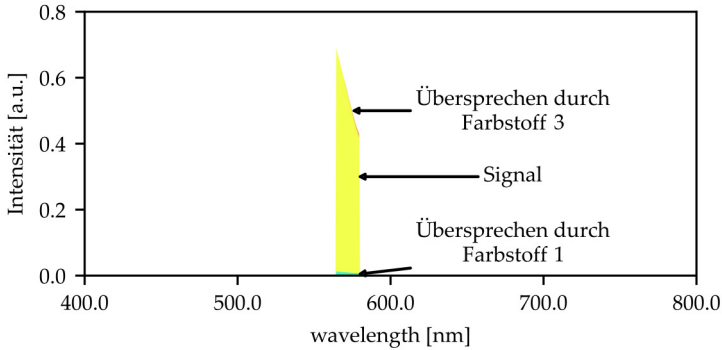


Abbildung B.5: Überlapp des Anregungsspektrums mit dem 3. und 4. Farbstoff



$$\begin{aligned} & \int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_1(\lambda)) d\lambda \cdot e_1(\lambda) \\ & \int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_2(\lambda)) d\lambda \cdot e_2(\lambda) \\ & \int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_3(\lambda)) d\lambda \cdot e_3(\lambda) \\ & \int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_4(\lambda)) d\lambda \cdot e_4(\lambda) \end{aligned}$$



$$\begin{aligned} & \int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_1(\lambda)) d\lambda \cdot e_1(\lambda) \cdot f_{d,2}(\lambda) \\ & \int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_2(\lambda)) d\lambda \cdot e_2(\lambda) \cdot f_{d,2}(\lambda) \\ & \int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_3(\lambda)) d\lambda \cdot e_3(\lambda) \cdot f_{d,2}(\lambda) \\ & \int (b_2(\lambda) \cdot f_{a,2}(\lambda) \cdot a_4(\lambda)) d\lambda \cdot e_4(\lambda) \cdot f_{d,2}(\lambda) \end{aligned}$$

Abbildung B.6: Von den Farbstoffen emittiertes Spektrum und Spektrum am Detektor

SPEKTRUM DER LICHTTECHNIK

Lichttechnisches Institut Karlsruher Institut für Technologie (KIT)

ISSN 2195-1152

- Band 1 Christian Jebas
**Physiologische Bewertung aktiver und passiver
Lichtsysteme im Automobil.**
ISBN 978-3-86644-937-4
- Band 2 Jan Bauer
**Effiziente und optimierte Darstellungen von
Informationen auf Grafikanzeigen im Fahrzeug.**
ISBN 978-3-86644-961-9
- Band 3 Christoph Kaiser
**Mikrowellenangeregte quecksilberfreie
Hochdruckgasentladungslampen.**
ISBN 978-3-7315-0039-1
- Band 4 Manfred Scholdt
**Temperaturbasierte Methoden zur Bestimmung der
Lebensdauer und Stabilisierung von LEDs im System.**
ISBN 978-3-7315-0044-5
- Band 5 André Domhardt
**Analytisches Design von Freiformoptiken
für Punktlichtquellen.**
ISBN 978-3-7315-0054-4
- Band 6 Franziska Herrmann
Farbmessung an LED-Systemen.
ISBN 978-3-7315-0173-2
- Band 7 Simon Wendel
Freiform-Optiken im Nahfeld von LEDs.
ISBN 978-3-7315-0251-7
- Band 8 Carmen Kettwich
**Ablenkung im Straßenverkehr und deren
Einfluss auf das Fahrverhalten.**
ISBN 978-3-7315-0288-3

- Band 9 Steffen Michenfelder
**Konzeption, Realisierung und Verifikation eines
automobilen Forschungsscheinwerfers auf Basis
von Digitalprojektoren.**
ISBN 978-3-7315-0301-9
- Band 10 Celal Mohan Ögün
**Surface wave driven molecular low pressure plasmas
for general lighting.**
ISBN 978-3-7315-0464-1
- Band 11 Theresa Bonenberger
LED Farbmischung mit chaotischen Lichtleitern.
ISBN 978-3-7315-0480-1
- Band 12 Michael Schöne
**Diffraktive Optiken im Automobil:
Achromatisierung, Athermalisierung, Formung
von Scheinwerferlichtverteilungen.**
ISBN 978-3-7315-0613-3
- Band 13 Tobias Werner
**Simulation, Aufbau und Charakterisierung
von autostereoskopischen Display-Systemen
im Fahrzeugbereich.**
ISBN 978-3-7315-0617-1
- Band 14 Christian Herbold
**Entwicklung und Herstellung naturähnlich
verzweigter Kühlkörper für LED-Systeme.**
ISBN 978-3-7315-0635-5
- Band 15 Carsten Gut
Laserbasierte hochauflösende Pixellichtsysteme.
ISBN 978-3-7315-0710-9
- Band 16 Annie Shalom Samji Isaac Chandra
**Intelligent Freeform Deformation for LED
Illumination Optics.**
ISBN 978-3-7315-0741-3

- Band 17 Ingo Rotscholl
**Spectral near field data of LED systems
for optical simulations.**
ISBN 978-3-7315-0750-5
- Band 18 Inca Leopoldo Sayanca
**Sensorfusion zur Kompensation von Messfehlern bei
kamerabasierter Farbverteilungsmessung.**
ISBN 978-3-7315-0830-4
- Band 19 Benjamin Schulz
**Weiterentwicklung der Beleuchtungseinheit
LED-basierter Projektionssysteme.**
ISBN 978-3-7315-0865-6
- Band 20 Said Omerbegovic
**Prädiktive Lichtfunktionen für volladaptive
Scheinwerfersysteme.**
ISBN 978-3-7315-0875-5
- Band 21 Patric Jahn
**Bewertungsmodell zur Evaluation hochauflösender,
lichtbasierter Fahrerassistenzsysteme.**
ISBN 978-3-7315-1009-3
- Band 22 Maximilian Barthel
**Aufmerksamkeitslenkung mithilfe
Innenraumbeleuchtung im Automobil.**
ISBN 978-3-7315-1011-6
- Band 23 Melanie Helmer
**Methode zur Messung des Einflusses von Lichtimpulsen
auf die visuelle Leistungsfähigkeit.**
ISBN 978-3-7315-1013-0
- Band 24 Marina Budanow
**Entwicklung eines lichtbasierten
Fahrerassistenzsystems.**
ISBN 978-3-7315-1018-5

- Band 25 Dennis Zimmermann
**Verbesserung der Prozesskette zur
Herstellung mikrostrukturierter Linsen
für automobile Scheinwerfer.**
ISBN 978-3-7315-1058-1
- Band 26 Manuel Trierweiler
**Detektion und Klassifizierung unterschiedlicher
Bedeckungen auf Abschlusscheiben von
LiDAR-Sensoren.**
ISBN 978-3-7315-1200-4
- Band 27 Johannes Reschke
**Fahrerintentionserkennung zur lichtbasierten
Kommunikation mit Fußgängern.**
ISBN 978-3-7315-1185-4
- Band 28 Steffen Strebel
**Ein Beitrag zum simulationsbasierten Test
von Lichtfunktionen.**
ISBN 978-3-7315-1208-0
- Band 29 Fabian Stöger
Lebensdauer von LED-Baugruppen.
ISBN 978-3-7315-1218-9
- Band 30 Maximilian Vogl
**Thermische Untersuchungen an Laser-aktivierten
Leuchtstoff-Systemen mit dynamischer
Leuchtdichteverteilung.**
ISBN 978-3-7315-1133-5
- Band 31 Philipp Ansorg
**Technologische Beschreibung und physiologische
Bewertung eines hochaufgelösten Laserscanner-
Scheinwerfersystems.**
ISBN 978-3-7315-1291-2

- Band 32 Florian Kriefft
**Erfassung der Sichtweite bei Nebel durch die
Kombination aus hochauflösendem Scheinwerfer
und einem Kamerasystem.**
ISBN 978-3-7315-1344-5
- Band 33 Jan Müller
**Leuchtstoff-konvertierte Lichtquellen für die
fluoreszenzbasierte, patientennahe Labordiagnostik.**
ISBN 978-3-7315-1480-0



Lichttechnisches Institut
Karlsruher Institut für Technologie (KIT)

Chiplabore für die patientennahe Diagnostik erfordern kosteneffiziente Lichtquellen mit geeignetem Spektrum und hoher Strahldichte. Da bislang keine etablierte Lösung existiert, untersucht die Arbeit leuchtstoffbasierte Lichtquellen. Laserangeregte YAG:Ce^{3+} und LuGaAG:Ce^{3+} Leuchtstoffe emittieren ein kontinuierliches, für Fluoreszenzanalysen geeignetes Spektrum bei höheren Strahldichten als LEDs und geringeren Kosten als Gasentladungslampen. Dies ermöglicht kompakte und flexible Chiplabore.

