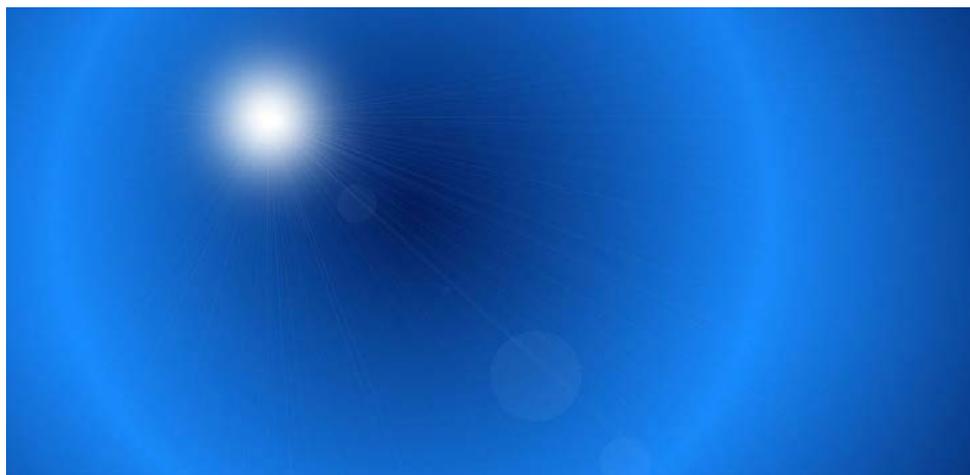


Mathias Niedling

## Zum Einfluss des Spektrums auf die Blendung

Untersuchungen zur Wirkung des kurzwelligigen Strahlungsanteils auf die physiologische und psychologische Blendung





Mathias Niedling

**Zum Einfluss des Spektrums auf die Blendung**

Untersuchungen zur Wirkung des kurzwelligeren Strahlungsanteils auf die  
physiologische und psychologische Blendung

Die *Schriftenreihe des Fachgebietes Lichttechnik* der  
Technischen Universität Berlin wird herausgegeben von:  
Prof. Dr.-Ing. habil. Stephan Völker  
Heike Schumacher

Mathias Niedling

**Zum Einfluss des Spektrums auf die Blendung**

Untersuchungen zur Wirkung des kurzwelligen Strahlungsanteils auf die  
physiologische und psychologische Blendung

## **Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek**

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.dnb.de> abrufbar:

## **Universitätsverlag der TU Berlin, 2019**

<http://verlag.tu-berlin.de>

Fasanenstr. 88, 10623 Berlin

Tel.: +49 (0)30 314 76131 / Fax: -76133

E-Mail: [publikation@ub.tu-berlin.de](mailto:publikation@ub.tu-berlin.de)

Zugl.: Berlin, Techn. Univ., Diss., 2018

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Stephan Völker

Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Cornelius Neumann (KIT Karlsruhe)

Gutachter: Prof. Dr. sc. nat. Christoph Schierz (TU Ilmenau)

Die Arbeit wurde am 21. Juni 2018 an der Fakultät IV unter Vorsitz von Prof. Dr.-Ing. Rolf Schumann erfolgreich verteidigt.

Diese Veröffentlichung – ausgenommen Zitate und Abbildungen – ist unter der CC-Lizenz CC BY lizenziert.

Lizenzvertrag: Creative Commons Namensnennung 4.0

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0>

Umschlagfoto:

PublicDomainPictures |

<https://pixabay.com/de/sunburst-beleuchtung-strahlen-blau-83685/>

CC0 | <https://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/>

Druck: docupoint GmbH

Satz/Layout: Mathias Niedling

**ISBN 978-3-7983-3032-0 (print)**

**ISBN 978-3-7983-3033-7 (online)**

**ISSN 2196-338X (print)**

**ISSN 2196-5103 (online)**

Zugleich online veröffentlicht auf dem institutionellen Repository der Technischen Universität Berlin:

DOI 10.14279/depositonce-7194

<http://dx.doi.org/10.14279/depositonce-7194>

Meiner Familie



# Vorwort

---

Das Schreiben dieser Dissertation glich einer Achterbahnfahrt. Oft ging es bergauf und genauso oft bergab. Ich bedanke mich an dieser Stelle bei allen, die mich während dieser Zeit begleitet haben und mir mit Rat und Tat zur Seite standen.

Zuerst gilt mein Dank meinem Doktorvater Professor Stephan Völker für die Möglichkeit, diese Arbeit am Fachgebiet Lichttechnik der Technischen Universität Berlin zu schreiben. Nicht nur die unzähligen Gespräche mit ihm, sondern auch das am Fachgebiet vorherrschende hervorragende Arbeitsklima trugen maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit bei. Nicht minder gilt mein Dank Professor Cornelius Neumann, den ich schon vor Beginn dieser Arbeit als Betreuer gewinnen konnte und dessen Ratschläge ich sehr schätze. Dies gilt genauso für Professor Christoph Schierz, der als kritischer Betrachter ebenfalls immer für Fragen zur Verfügung stand und äußerst wertvolle Anregungen beisteuerte. Auch Dr. Martine Knoop möchte ich dafür danken, dass sie immer da war.

Den Mitarbeitern des Fachgebietes Lichttechnik danke ich für die gemeinsame tolle Zeit am Fachgebiet und die vielen interessanten Gespräche. Ich habe mich dort stets sehr wohlfühlt und bin morgens gerne zur Arbeit gefahren. Ganz besonders möchte ich mich an dieser Stelle auch bei meinen studentischen Mitarbeitern und Abschlussarbeitern bedanken. Namentlich genannt werden müssen an dieser Stelle Ahmed Charhour, Marian Leifert, Daniel Kierdorf, Adrian Schödl, Maurice Houboi und Farid Rabhar. Nur mit deren Unterstützung war es möglich, diese Seiten mit Inhalt zu füllen.

Auch ohne Korrekturleser und Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen würde die Arbeit heute in dieser Form nicht vorliegen. Deshalb gilt an dieser Stelle ein ganz besonderer Dank meinem ehemaligen Kollegen und Freund Michael Böhm für die unzähligen Gespräche und das Lesen dieser Arbeit im Rohzustand. Außerdem wurde mir das große Glück zuteil, dass Aniella Thoma und Dr. Jürgen Locher meine Arbeit Korrektur gelesen und mich aus dem mathematischen *Hilbertraum* befreit haben, in welchem ich mich zwischenzeitlich befand. Vielen Dank dafür. Und natürlich danke ich meinem Bruder Christian dafür, dass er abschließend wahrscheinlich fast keinen Fehler übersehen hat.

Nicht zuletzt gilt mein besonderer Dank meiner Mutter für ihre fortwährende Unterstützung in den vergangenen 38 Jahren! Und ebenso ganz besonders danke ich meiner Frau Anja und meinen Kindern Emil und Carl. Unsere kleine Familie ist im Laufe dieser Arbeit vollzählig geworden. Ihr wart und seid mein Hafen. Danke für eure Geduld mit mir und danke, dass ihr mich auf dieser Achterbahnfahrt begleitet habt und manchmal auch ertragen musstet.



## Kurzfassung

---

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss der spektralen Verteilung von Blendquellen auf die physiologische und die psychologische Blendung untersucht. Erstere wurde dabei über die Kontrastwahrnehmung operationalisiert, letztere über die Bewertung der Blendung auf einer neunstufigen Skala. Das Ziel der im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen war es, eine physiologische Erklärung für eine erhöhte Blendempfindlichkeit bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung im Spektrum der Blendquelle zu finden. Ferner sollte geprüft werden, ob eine additiv zusammengesetzte spektrale Blendempfindlichkeitskurve zur Vorhersage der Blendung durch reale breitbandige Blendreize geeignet ist. Um dies zu untersuchen, wurden verschiedene Probandenversuche im Labor durchgeführt. Hierfür wurde ein Versuchsdesign entwickelt, in welchem unter sonst konstanten Bedingungen das Spektrum einer Blendquelle frei einstellbar war. Dabei wurde der Anwendungsfall einer Straßenbeleuchtungsszene nachgestellt. Die Untersuchungen fanden unter mesopischen Adaptationsbedingungen statt. In den Untersuchungen wurden sowohl schmalbandige als auch breitbandige Blendreize gezeigt. Letztere wurden dabei in synthetische Spektren zur gezielten Stimulation retinaler Photorezeptoren und in reale Spektren unterteilt. Zudem wurde überprüft, ob der Pupillendurchmesser vom Spektrum der Blendquelle beeinflusst wird.

Die Blendungsbewertung breitbandiger Blendspektren zeigte eine signifikante Abhängigkeit von der spektralen Verteilung der Blendquelle. In Abhängigkeit der Stimulation der S-Zapfen wurde eine maximale Erhöhung von 1,4 Skaleneinheiten auf der verwendeten Skala festgestellt. Die Blendungsbewertung der schmalbandigen Blendreize stützt diesen Befund unter Berücksichtigung der Hornhautbeleuchtungsstärke. Die aufgezeichnete spektrale Blendempfindlichkeitskurve eignete sich nicht zur Vorhersage der Blendungsbewertung breitbandiger Reize. Für die Änderung des Pupillendurchmessers wurde keine spektrale Abhängigkeit festgestellt. Die Kontrastwahrnehmung zeigte ebenfalls keine relevante Abhängigkeit vom Spektrum der Blendquelle. Die Ergebnisse wurden für variierende Umfeldspektren bestätigt. Dabei zeigte sich, dass für Blendquellen außerhalb der Fovea anscheinend mesopische Leuchtdichten zur Beschreibung des Adaptationsniveaus verwendet werden sollten. Die Befunde dieser Arbeit wurden in einen bestehenden Ansatz zur Bewertung der psychologischen Blendung integriert.

**Schlüsselwörter:** Blendung, Spektrum, Kontrastwahrnehmung, Blendungsbewertung, spektrale Blendempfindlichkeit, Pupillendurchmesser, Umfeldspektrum



## Abstract

---

This thesis deals with the influence of glare sources spectral power distribution (SPD) on disability and discomfort glare. While disability glare was measured by contrast threshold, discomfort glare was operationalized by the glare rating on a nine-point-scale. The aim of the studies in this work was to find a physiological explanation for increased glare perception with an increasing amount of short wavelength radiance. Furthermore, it was investigated, whether an additive composed spectral glare sensitivity of narrow band stimuli is applicable for the prediction on discomfort glare of broadband stimuli. To investigate this issue different investigations were carried out under laboratory conditions. For this purpose a setup with spectral free adjustable glare source was developed. The investigations were performed under street lighting and therefore under mesopic conditions. Broadband and narrow band stimuli were presented to the subjects. The broadband stimuli were separated in synthetic spectra for the specific stimulation of different photoreceptors and realistic spectra and synthetic spectra to confirm the results. Moreover, the influence of the glare sources SPD on pupil diameter was investigated.

The glare sources SPD of broadband stimuli showed a significant influence on glare evaluation. Depending on the stimulation of the s-cones glare rating increased up to 1,4 scale-points on the used scale. The glare rating of the narrow band stimuli confirms this result in consideration of the illuminance at the subject's eye. The spectral glare sensitivity curve figured out in this research was not applicable to predict discomfort glare of broadband stimuli. The glare sources SPD showed no influence on pupil diameter. Also the contrast threshold was not affected by the SPD. The results were confirmed for different spectral surrounding conditions. In order to figure this out it was evaluated that for glare sources presented outside the fovea, mesopic luminances should be apparently used as adaptation luminance. The results of this work were integrated in an existing glare evaluation model.

**keywords:** glare, spectral power distribution, SPD, contrast perception, glare evaluation, spectral glare sensitivity, pupil diameter, spectral power distribution of the surrounding

# Inhaltsverzeichnis

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>1</b> | <b>Einleitung</b>  | <b>15</b> |
| 1.1      | Motivation, Zielsetzung und Eingrenzung des Themas . . . . .         | 15        |
| 1.2      | Inhalt der Arbeit . . . . .  | 17        |
| <b>2</b> | <b>Grundlagen der visuellen Wahrnehmung und der Blendung</b>         | <b>19</b> |
| 2.1      | Aufbau des visuellen Systems und Reizverarbeitung . . . . .          | 19        |
| 2.2      | Spektrale Hellempfindlichkeit . . . . .                              | 25        |
| 2.3      | Phänomenologische Beschreibung der Blendung . . . . .                | 29        |
| 2.3.1    | Physiologische Blendung . . . . .                                    | 30        |
| 2.3.2    | Psychologische Blendung . . . . .                                    | 32        |
| 2.4      | Blendungsbewertung in der Straßenbeleuchtung . . . . .               | 37        |
| <b>3</b> | <b>Stand der Forschung</b>   | <b>41</b> |
| 3.1      | Psychologische Blendung . . . . .                                    | 41        |
| 3.1.1    | Untersuchungen mit realen Spektren . . . . .                         | 41        |
| 3.1.2    | Untersuchungen mit künstlichen Spektren . . . . .                    | 48        |
| 3.2      | Physiologische Blendung . . . . .                                    | 56        |
| <b>4</b> | <b>Methodik und Versuchsbeschreibung</b>                             | <b>63</b> |
| 4.1      | Herleitung der grundlegenden Hypothesen . . . . .                    | 63        |
| 4.2      | Operationalisierung und Methodenwahl . . . . .                       | 65        |
| 4.3      | Versuchsstand . . . . .  | 68        |
| 4.3.1    | Aufbau . . . . .   | 68        |
| 4.3.2    | Blendquelle . . . . .  | 71        |
| 4.3.3    | Sehaufgabe . . . . .   | 72        |
| 4.3.4    | Ansteuerung der Geräte und Versuchssoftware . . . . .                | 74        |
| 4.4      | Blendstimuli . . . . .   | 75        |
| 4.5      | Vorversuch . . . . .   | 82        |
| 4.6      | Spezifikation des Versuchsdesigns und Versuchsdurchführung . . . . . | 83        |
| 4.6.1    | Arbeitshypothesen und experimentelles Design . . . . .               | 83        |
| 4.6.2    | Versuchsdurchführung . . . . .                                       | 85        |
| 4.6.3    | Probandenkollektive . . . . .  | 87        |

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| <b>5</b> | <b>Ergebnisse</b>  | <b>89</b>  |
| 5.1      | Güte der erhobenen Daten und statistisches Verfahren . . . . .                               | 89         |
| 5.1.1    | Datenbereinigung . . . . .   | 89         |
| 5.1.2    | Reliabilität . . . . .   | 90         |
| 5.1.3    | Prüfung der Verteilung der Daten . . . . .   | 90         |
| 5.1.4    | Einfluss der Versuchsdauer . . . . .   | 91         |
| 5.1.5    | Fehler- und Messunsicherheitsbetrachtung . . . . .   | 92         |
| 5.1.6    | Verwendetes statistisches Verfahren . . . . .  | 94         |
| 5.2      | Einfluss der spektralen Verteilung der Blendquelle auf die psychologische Blendung . . . . . | 95         |
| 5.2.1    | Ergebnisse der Darbietung schmalbandiger Stimuli . . . . .                                   | 95         |
| 5.2.2    | Ergebnisse der Darbietung breitbandiger Stimuli . . . . .                                    | 100        |
| 5.2.3    | Einfluss des Spektrums auf den Pupillendurchmesser . . . . .                                 | 104        |
| 5.2.4    | Einfluss der spektralen Verteilung des Umfeldes . . . . .                                    | 107        |
| 5.2.5    | Zusammenfassung . . . . .  | 109        |
| 5.3      | Einfluss der spektralen Verteilung der Blendquelle auf die physiologische Blendung . . . . . | 111        |
| 5.3.1    | Ergebnisse der Darbietung schmalbandiger Stimuli . . . . .                                   | 111        |
| 5.3.2    | Ergebnisse der Darbietung breitbandiger Stimuli . . . . .                                    | 115        |
| 5.3.3    | Einfluss des Pupillendurchmessers . . . . .  | 118        |
| 5.3.4    | Einfluss der spektralen Verteilung des Umfeldes . . . . .                                    | 118        |
| 5.3.5    | Zusammenfassung . . . . .  | 120        |
| 5.4      | Interpretation der Ergebnisse und Vergleich mit der Literatur . . . . .                      | 122        |
| 5.4.1    | Psychologische Blendung . . . . .  | 122        |
| 5.4.2    | Physiologische Blendung . . . . .  | 127        |
| 5.4.3    | Überprüfung der Hypothesen . . . . .   | 131        |
| 5.4.4    | Gültigkeit der Ergebnisse . . . . .  | 132        |
| <b>6</b> | <b>Vorschlag eines Bewertungsmodells für psychologische Blendung</b>                         | <b>135</b> |
| <b>7</b> | <b>Zusammenfassung und Ausblick</b>  | <b>139</b> |
| 7.1      | Zusammenfassung . . . . .  | 139        |
| 7.2      | Mögliche zukünftige Forschungsthemen . . . . .   | 141        |

|   |            |
|---|------------|
| <b>Literaturverzeichnis</b>                           | <b>155</b> |
| <b>Abbildungsverzeichnis</b>                          | <b>160</b> |
| <b>Tabellenverzeichnis</b>                            | <b>162</b> |
| <b>Abkürzungsverzeichnis</b>                          | <b>163</b> |
| <b>Anhang</b>   | <b>167</b> |
| <b>Im Rahmen der Arbeit entstandene Publikationen</b> | <b>173</b> |

# Kapitel 1

## Einleitung

### 1.1 Motivation, Zielsetzung und Eingrenzung des Themas

Funktionale ortsfeste Straßenbeleuchtung dient der Bereitstellung eines bestimmten Helligkeitsniveaus bei Dunkelheit, um eine entsprechende Sehleistung unter den gegebenen Bedingungen zu gewährleisten. Dabei wird der Kontrastwahrnehmung eine besondere Bedeutung beigemessen, da diese die Detektion von Objekten im Verkehrsraum ermöglicht. Gleichzeitig stellt jede Leuchte bei Dunkelheit eine potentielle Blendquelle dar, welche zu einer Störung der Kontrastwahrnehmung führen kann. Straßenbeleuchtung befindet sich somit immer im Spannungsfeld zwischen der Bereitstellung eines Helligkeitsniveaus für eine optimale Kontrastwahrnehmung und einer möglichen Beeinträchtigung dieser durch Blendung. Letztere stellt somit besonders im Straßenverkehr eine Gefahrenquelle dar.

Es ist also nicht verwunderlich, dass diesem Gütekriterium eine große Bedeutung zufällt. Beleg hierfür sind zum einen die zahlreichen wissenschaftlichen Arbeiten zu diesem Thema. Zum anderen zeigt ein Blick in die entsprechenden Normen, dass eine Begrenzung der Blendung dort stets berücksichtigt wird, um die Gefährdung anderer Verkehrsteilnehmer zu minimieren. Nach gängiger Nomenklatur [CIE, 2011] wird dabei zwischen physiologischer und psychologischer Blendung unterschieden. Während erstere die Herabsetzung der Sehleistung beschreibt, charakterisiert letztere die subjektive Störwirkung durch die Blendquelle.

Die Mechanismen der physiologischen Blendung sind dabei heute weitestgehend bekannt. Basierend auf Untersuchungen von Holladay [Holladay, 1926] und Stiles [Stiles, 1929] wurde bereits 1929 die Theorie der Schleierleuchtdichte im Auge als determinierender Parameter dieser Blendungsart aufgestellt. Selbige hat, gestützt durch zahlreiche Folgeuntersuchungen, im Kern bis heute Bestand und findet auch in der aktuellen Blendungsbewertung Verwendung [CIE, 2002], [DIN, 2004].

In Stiles oft zitiertem Werk schlägt der Autor auch erstmals die Unterteilung in physiologische und psychologische Blendung vor. Das Phänomen der psychologischen Blendung ist jedoch bis heute nur unzureichend verstanden und kann nicht allgemeingültig abgebildet werden [Boyce, 2003]. Dabei fehlen sowohl Kenntnisse über physiologische Mechanismen als auch über die Auswirkungen dieser Blendungsart. Während die physiologische Blendung also weitestgehend wissenschaftlich anerkannt bewertet werden kann, existiert für die psychologische Blendung bis heute kein belastbares mathematisches Modell.

Die Ursache hierfür ist dabei mitnichten wissenschaftliches Desinteresse. Vielmehr war die psychologische Blendung Gegenstand zahlreicher Untersuchungen. Deren Ergebnisse sind jedoch inkonsistent. Im Laufe der letzten Jahrzehnte wurden so differierende Vorschläge einer Modellierung dieser Blendungsart erarbeitet und publiziert. Vor diesem Hintergrund drängt sich die Frage auf, warum die spektrale Verteilung einer Blend-quelle und damit deren ähnlichste Farbtemperatur (CCT) in den Modellierungsversuchen meist unberücksichtigt bleibt (vgl. [Schmidt-Clausen and Bindels, 1974], [Vos, 2003], [Bullough et al., 2011], [Donners et al., 2015]). Obwohl ein Einfluss der CCT auf das Blendempfinden schon früh beobachtet wurde und immer wieder in Erscheinung trat [Bouma, 1936], [Ferguson, 1953], [de Boer, 1955], [Flannagan et al., 1989], findet dieser Parameter kaum Eingang in die Modelle. Ein Grund hierfür könnte das fehlende Wissen über psycho-physiologische Zusammenhänge diesbezüglich sein.

Dabei ist hinlänglich bekannt, dass Blendspektren mit erhöhtem Anteil kurzweiliger Strahlung zu einer Erhöhung der psychologischen Blendung führen. Dieses Phänomen zeigte sich bereits mehrfach in der Lichttechnik und trat zumeist gleichzeitig mit Innovationen, wie zum Beispiel der Einführung von Gasentladungslampen in der Straßen- und Kfz-Beleuchtung, in Erscheinung. Der vermehrte Einsatz von LEDs in der Beleuchtungstechnik und somit auch in der Straßen- und Kfz-Beleuchtung muss nun abermals als Meilenstein in der Lichttechnik betrachtet werden [McKinsey, 2012]. Und erneut führt dieser Fortschritt zu vermehrten Beschwerden über erhöhte Blendung. Und auch dieses Mal wird eine erhöhte CCT und damit ein erhöhter Anteil kurzweiliger Strahlung der LED mit dafür verantwortlich gemacht [Völker and Niedling, 2013].

Aus diesem Grund ist es Ziel dieser Arbeit, den Einfluss des Spektrums einer Blend-quelle sowohl auf die psychologische als auch auf die physiologische Blendung so genau wie möglich zu charakterisieren. Hierbei soll insbesondere der Frage nachgegangen werden, welche physiologischen Mechanismen eine erhöhte Blendempfindlichkeit bei erhöhtem Anteil kurzweiliger Strahlung determinieren. Hierfür wurden mehrere Probandenstudien durchgeführt. Dabei wird im Rahmen der Arbeit zusätzlich der Frage nachgegangen, ob eine durch Darbietung schmalbandiger Blendreize

additiv zusammengesetzte Blendempfindlichkeitskurve zur Quantifizierung der psychologischen Blendung breitbandiger Reize geeignet ist. Ferner wird im Verlauf der Arbeit betrachtet, inwieweit die spektrale Verteilung der Umfeldbeleuchtung bei der Blendungsbewertung berücksichtigt werden muss. Zudem wird untersucht, ob die Pupillenreaktion im Blendfall eine spektrale Abhängigkeit zeigt.

Die Untersuchungen werden dabei auf den mesopischen Adaptationsbereich eingegrenzt und somit auf den Anwendungsfall der Außenbeleuchtung beschränkt. Da nicht davon ausgegangen werden kann, dass die Ergebnisse ohne Einschränkungen auch unter photopischen Adaptationsbedingungen gelten und in der Innenbeleuchtung zudem abweichende Beleuchtungsgeometrien und Anforderungen an die Beleuchtung bestehen, ist diese Einschränkung nötig. Weitere beeinflussende Faktoren, wie zum Beispiel die Größe der Blendquelle oder das Alter der Probanden, werden im Rahmen dieser Arbeit ebenfalls nicht berücksichtigt. Dies würde den Rahmen der vorliegenden Arbeit sprengen und sollte gesondert betrachtet werden.

## **1.2 Inhalt der Arbeit**

Im Anschluss an diese kurze Einführung werden in Kapitel zwei zunächst für das Verständnis dieser Arbeit wichtige Grundlagen dargelegt. Dabei wird auf die Helligkeitswahrnehmung des Menschen als Grundlage jeder Blendwahrnehmung eingegangen. Ferner wird der Begriff Blendung näher erläutert. Nach gängiger Praxis wird auch in dieser Arbeit zwischen physiologischer und psychologischer Blendung unterschieden. Neben einer phänomenologischen Beschreibung wird eine kurze Übersicht über mögliche Erhebungsmethoden und Auswirkungen beider Blendungsarten gegeben. Darauf aufbauend wird auf normative Vorgaben für eine Blendungsbegrenzung eingegangen. Eine Übersicht über relevante, bisher durchgeführte Arbeiten zu diesem Thema wird in Kapitel drei gegeben. Da zur psychologischen Blendung sowohl Untersuchungen mit realen breitbandigen als auch mit synthetischen schmalbandigen Blendspektren durchgeführt wurden, werden diese im entsprechenden Unterkapitel getrennt betrachtet.

Kapitel vier und fünf bilden den Schwerpunkt dieser Arbeit. In Kapitel vier werden dabei die Arbeitshypothesen hergeleitet und die Methode der eigenen Untersuchungen vorgestellt. In Kapitel fünf werden die Ergebnisse der Untersuchungen gezeigt. Abschließend erfolgt eine Interpretation der Daten und ein Vergleich mit den in Kapitel drei aufgeführten bisherigen Arbeiten. In Kapitel sechs werden die Ergebnisse in einen bestehenden Ansatz zur Bewertung der psychologischen Blendung überführt. Eine abschließende Zusammenfassung sowie ein Ausblick zu möglichen zukünftigen Forschungsthemen wird in Kapitel sieben gegeben.



# Kapitel 2

## Grundlagen der visuellen Wahrnehmung und der Blendung

Eine Auseinandersetzung mit dem Thema Blendung erfordert ein Grundverständnis der Helligkeitswahrnehmung des Menschen. Das visuelle System des Menschen ist in der Lage, sich an Helligkeiten im Bereich von  $10^{-6}$  bis  $10^5$  cd/m<sup>2</sup> anzupassen [Boyce, 2003]. Dieser Vorgang wird als Adaptation bezeichnet und beschreibt verschiedene physiologische Prozesse und Mechanismen, die diese Anpassungsleistung ermöglichen. Blendung setzt dann ein, wenn die Mechanismen der Helligkeitsanpassung nicht mehr ausreichen, um an gegebene Helligkeitsniveaus oder Helligkeitsverteilungen im Gesichtsfeld adaptieren zu können. Dem folgend werden in diesem Kapitel für die Arbeit relevante Grundlagen der visuellen Wahrnehmung erläutert. Daran anknüpfend wird der Begriff Blendung definiert und es werden, soweit bekannt, physiologische Mechanismen und die Folgen von Blendung dargestellt. Ferner werden Methoden der Blendungsbewertung in der Straßenbeleuchtung vorgestellt und diskutiert. Da sich die Arbeit an den lichttechnisch vorgebildeten Leser richtet, werden lediglich für das Verständnis der Arbeit relevante Aspekte betrachtet. Für detailliertere Informationen zum Aufbau des Auges und der Funktionsweise des visuellen Systems wird auf die entsprechende Fachliteratur verwiesen.

### 2.1 Aufbau des visuellen Systems und Reizverarbeitung

Die Verarbeitung von visuellen Reizen erfolgt in einer Reihe unterschiedlicher Teilprozesse beginnend mit der optischen Abbildung der Umwelt auf der Netzhaut bis hin zur Auslösung einer Sinnesempfindung im visuellen Kortex. Dabei stellt die Umwandlung der in das Auge gelangenden sichtbaren Strahlung durch die in der Netzhaut befindlichen Photorezeptoren einen sehr wichtigen Abschnitt in dieser Prozess-

kette dar. Die Sehsinneszellen absorbieren die eindringende Strahlung und erzeugen durch einen chemischen Zerfallsprozess des Sehfärbstoffes elektrische Impulse [Karnath and Ackermann, 2012]. Die so entstehende Potentialdifferenz gegenüber dem Ruhepotential der Rezeptoren stellt die Grundvoraussetzung der Hellempfindung und damit der visuellen Wahrnehmung dar. Die Abgabe der Impulse erfolgt dabei in Form von Feuerungsraten verschiedener Frequenzen und Impulsformen [Hubel et al., 1990]. Abbildung 2.1 zeigt den schematischen Aufbau der Netzhaut mit ihren verschiedenen Schichten.

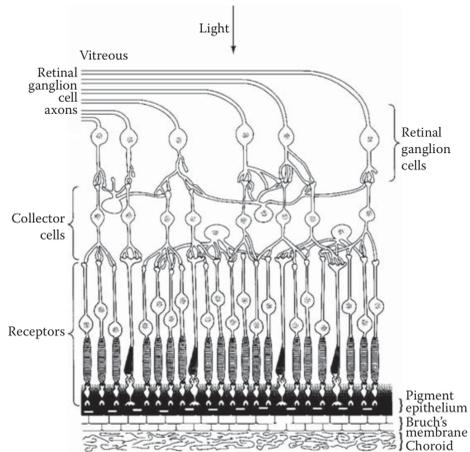


Abbildung 2.1: Schematischer Aufbau der Netzhaut nach [Sekular and Blake, 1994] aus [Boyce, 2009]

In der Netzhaut existieren dabei mit den Zapfen und den Stäbchen zwei verschiedene Photorezeptortypen. Diese bilden jeweils unterschiedliche Helligkeitsbereiche ab. Während die Stäbchen sehr lichtempfindlich sind und das Sehen in der Dämmerung und bei Dunkelheit ermöglichen, sind die Zapfen für das Sehen am Tag verantwortlich und ermöglichen eine gute Detail- und die Farbwahrnehmung [Irtel and Goldstein, 2011]. Die Wahrnehmung von Farben ist dabei möglich, weil drei verschiedene Zapfentypen existieren. Diese unterscheiden sich durch ihre differierenden Sensitivitätskurven und werden entsprechend ihrer Absorptionsmaxima in Short(S)-, Middle(M)- und Long(L)-Zapfen unterteilt (vgl. Abbildung 2.2).<sup>1</sup>

Seit Kurzem ist auch die Existenz eines fünften lichtempfindlichen Rezeptortyps, den sogenannten ipRGC-Zellen (intrinsically photosensitive Retinal Ganglion Cells), bekannt [Brainard et al., 2001], [Thapan et al., 2001]. Diesen melanosinhaltenigen

<sup>1</sup> In der Literatur finden sich differierende Angaben zu den Absorptionsmaxima der Zapfentypen (vgl. [Schäfer, 2011]). Im Rahmen dieser Arbeit werden die von der CIE [CIE, 2006] vorgeschlagenen Kurven verwendet.

Ganglienzellen wird die Synchronisierung des circadianen Systems des Menschen zugeschrieben. Es wird davon ausgegangen, dass etwa 0,2 % aller in der Netzhaut befindlichen Ganglienzellen photosensitiv sind. Auch diese Zellen verarbeiten dabei Erregungen der Zapfen und Stäbchen [Ehrenstein et al., 2015]. Die Verknüpfung dieser Zellen mit vegetativen Mechanismen ist bisher jedoch nur unzureichend erforscht. So weiß man, dass durch Stimulation dieser Rezeptoren die Ausschüttung des Hormons Melatonin und damit der Schlaf-Wach-Rhythmus moduliert werden kann (Brainard, Thapan ebd.). Ferner wird dieser Mechanismus auch mit weiteren nicht-visuellen Wirkungen, wie der Leistungsfähigkeit, in Verbindung gebracht. [Schlangen et al., 2014], [Licht.de, 2014]. Da die Ergebnisse hierzu jedoch nicht eindeutig sind, bedarf es weiterer Forschung zur Absicherung dieser Erkenntnis. Bullough [Bullough, 2015] beschreibt auch einen Einfluss dieser Zellen auf die Helligkeitswahrnehmung. Auch hierzu ist die Datenlage jedoch noch lückenhaft und der Beitrag zur Hellempfindung unter verschiedenen Bedingungen unklar. Dies gilt zum einen insbesondere für zeitlich begrenzt dargebotene Stimuli, da das circadiane System sehr viel träger als das visuelle reagiert [Ehrenstein et al., 2015]. Zum anderen scheint bei Darbietung kleiner Lichtquellen aufgrund der ungleichmäßigen Verteilung [Broszio et al., 2017] (vgl. unten) und der Wirkungsweise dieser Zellen eine gesonderte Betrachtung nötig. Die ipRGC-Zellen sind, ähnlich wie die Stäbchen, besonders empfindlich im kurzwelligeren sichtbaren Bereich [DIN, 2015]. Abbildung 2.2 zeigt die Absorptionskurven der drei Zapfentypen L, M und S sowie die der Stäbchen und der ipRGC-Zellen in relativer Darstellung. Absolut sind die S-Zapfen empfindlicher als die M- und L-Zapfen.

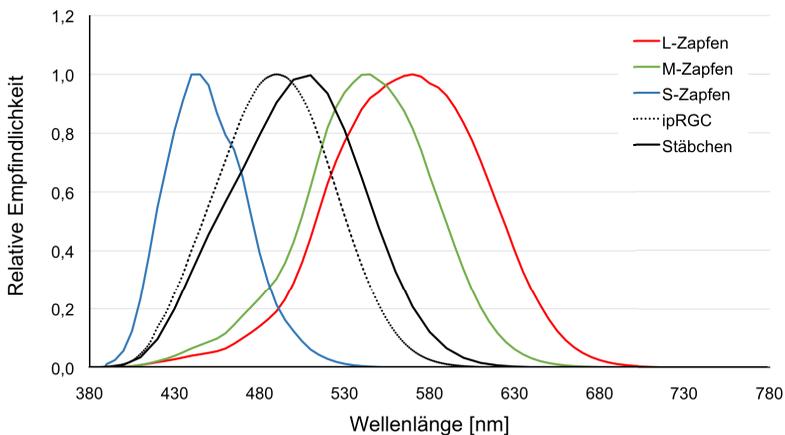


Abbildung 2.2: Relative Darstellung der Absorptionskurven der S-, M- und L-Zapfen (nach [CIE, 2006]) sowie der Stäbchen (nach [CIE, 1951]) und der ipRGC-Zellen (nach [DIN, 2015])

Entsprechend ihrer unterschiedlichen Funktionen unterscheiden sich die Photorezeptortypen in ihrem Aufbau und bezüglich der enthaltenen Sehpigmente. Während in den Zapfen drei verschiedene Farbsehpigmente (Iodopsine) mit unterschiedlichen Absorptionsmaxima enthalten sind, befindet sich in den Stäbchen Rhodopsin [Karnath and Ackermann, 2012]. Der chemische Zerfallsprozess des Sehfärbstoffes findet dabei in Abhängigkeit der Strahldichte und des Adaptationsniveaus statt. In Abhängigkeit der vorherrschenden Umfeldhelligkeit stellt sich in den Rezeptoren ein Gleichgewicht zwischen gebleichtem und ungebleichtem Sehfärbstoff ein [Campenhäusen, 1993]. Bei geringen Umfeldleuchtdichten ist der Anteil des ungebleichten Sehfärbstoffes sehr hoch. Es genügen geringere Strahldichten, um eine Hellempfindung auszulösen. Bei hohen Umfeldleuchtdichten verschiebt sich das Verhältnis. Der Anteil des gebleichten Sehfärbstoffes ist hoch und es bedarf höherer Strahldichten, um einen Helligkeitsunterschied wahrzunehmen. Entsprechend der differierenden Arbeitsbereiche der Rezeptoren (Tag- und Nachtsehen) unterscheiden sich deren Verhältnisse zwischen gebleichtem und ungebleichtem Sehfärbstoff für das jeweilige Helligkeitsniveau. Befindet sich ein Rezeptortyp im Sättigungsbereich (Sehfärbstoff ist ausgebleicht), werden keine dem Zerfallsprozess entsprechenden Impulse erzeugt. Die Feuerungsrate des Rezeptors zeigt dann ein indifferentes Muster [Irtel and Goldstein, 2011].

Neben den unterschiedlichen Empfindlichkeiten der Rezeptortypen weicht auch deren Gesamtanzahl in der Netzhaut stark voneinander ab. Etwa 120 Millionen Stäbchen und 6–7 Millionen Zapfen stehen dem visuellen System zur Verfügung. Die Rezeptoren sind dabei nicht gleichmäßig über die Netzhaut verteilt [Curcio et al., 1990]. Dies gilt auch für die ipRGC-Zellen, die nach Broszio vor allem im unteren nasalen Teil der Netzhaut lokalisiert sind [Broszio et al., 2017]. Ähnlich der ungleichen Verteilung und Anzahl der Stäbchen und Zapfen sind auch die drei Zapfenarten ungleich auf der Netzhaut verteilt und in stark differierender Anzahl vorhanden. Unterschiedliche Autoren kommen hierbei zu deutlich voneinander abweichenden Dichteverteilungen dieser Rezeptoren. Schreuder [Schreuder, 2010] nennt als Grund hierfür zum einen *enorme* individuelle Unterschiede und gibt ein durchschnittliches Verhältnis (ermittelt aus verschiedenen Quelle) von L:M-Rezeptoren von 2:1 und einen Anteil der S-Zapfen von 7 % an. Tabelle 2.1 zeigt eine erweiterte Übersicht unterschiedlicher Untersuchungsergebnisse zur Zapfendichteverteilung nach Freiding [Freiding, 2010].

Tabelle 2.1: Erweiterte Übersicht der Dichteverteilungen der Zapfen verschiedener Autoren nach [Freiding, 2010]

| Autoren  | Dichterverteilung der Zapfen |
|--|------------------------------|
| Vos et al. 1990 [Vos et al., 1990]   | L:M:S = 34:17:1              |
| Gowdy und Ciccone 1998 [Gowdy and Ciccone, 1998]   | L:M = 4:1                    |
| Carroll et al. 2002 [Carroll et al., 2002]   | L:M = 1,4: 1                 |
| Roorda und Williams 1999 [Roorda and Williams, 1999], Roorda et al. 2001 [Roorda et al., 2001] | L:M:S = 15:4:1               |
| Schreuder 2010 [Schreuder, 2010]   | L:M:S = 62:31:7              |

Allen Untersuchungen gemein ist das Ergebnis, dass die L-Zapfen am häufigsten vorkommen. Deren Verhältnis zu den M-Zapfen schwankt jedoch zwischen 4 zu 1 (Gowdy 1998) und 1,4 zu 1 (Carroll et al., 2002). Am wenigsten vertreten sind die S-Zapfen. Die Angaben schwanken hier zwischen etwa 2 % (Vos et al. 1990) und 10 % nach Untersuchungen von Curcio [Curcio et al., 1991]. Abbildung 2.3 zeigt die Verteilung der Stäbchen und Zapfen über die gesamte Netzhaut nach Osterberg [Osterberg, 1935] sowie eine Einzeldarstellung der Dichte der drei Zapfentypen nach Sperling [Sperling, 1980].

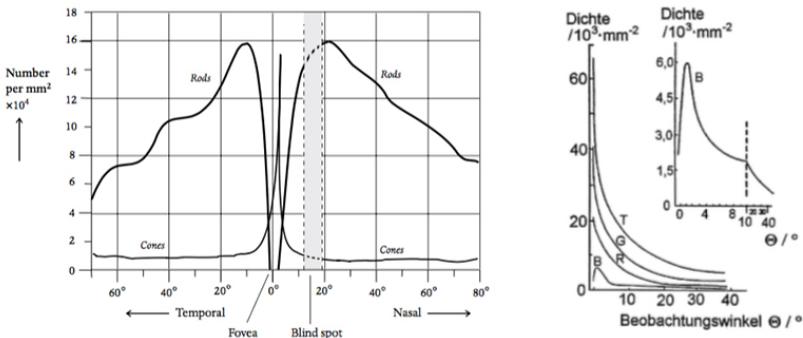


Abbildung 2.3: Links: Dichteverteilung aller Zapfen und Stäbchen nach [Narisada and Schreuder, 2004] basierend auf Daten von [Osterberg, 1935], Rechts: Einzeldarstellung der Dichte der drei Zapfentypen S, M und L nach [Sperling, 1980] aus [Schäfer, 2011]

Nach der Umwandlung der in das Auge eindringenden Strahlung in elektrische Impulse erfolgt bereits in der Netzhaut eine neuronale Verarbeitung der Signale durch die Horizontal- und Amakrinzellen in den plexiformen Schichten der Netzhaut (siehe Abbildung 2.1). Die Weiterleitung der Informationen erfolgt dann über die Ganglienzellen in den Sehnerv. Über weitere Verarbeitungsstufen werden die visuellen Reize dann zum visuellen Kortex, dem eigentlichen Träger der Sinnesempfindung, transportiert. Diese postrezeptoralen Prozesse führen dabei zu einer Aufteilung der

Informationen in einen achromatischen und einen chromatischen Kanal [Schreuder, 2010], [Freiding, 2010]. Es wird davon ausgegangen, dass drei Funktionsklassen von Ganglienzellen, die X-, bistratified- und Y-Ganglienzellen, zur Verfügung stehen. Die beiden erstgenannten werden zum chromatischen Kanal zusammengefasst, welche Farbinformationen übertragen. Die Y-Ganglienzellen übertragen Helligkeitsinformationen und entsprechen somit dem achromatischen Kanal. Beide Kanäle weisen dabei entsprechend ihrer Funktionen unterschiedliche Eigenschaften auf (vgl. Freiding).

Nach Schreuder (ebd.) ist für das Farbsehen (Übertragung im chromatischen Kanal) dabei heutzutage die Gegenfarbentheorie weitestgehend universell akzeptiert. Nach dieser wird der Output der einzelnen Zapfen in neuronalen Schaltkreisen verarbeitet. Dabei werden entsprechend der Funktionsklassen der Ganglienzellen für das Farbsehen zwei neuronale Kreise beansprucht. Der Rot-Grün-Kanal wird nach Narisada [Narisada and Schreuder, 2004] durch den Vergleich des Outputs der L- und M-Zapfen determiniert. Das Blau-Gelb-Farbsehen wird durch den Vergleich der S-Zapfen mit der Summe der M- und L-Zapfen bestimmt. In den achromatischen Kanal fließen Informationen aller drei Zapfentypen. In Boyce [Boyce, 2003] finden sich dazu differierende Angaben. Der Autor führt als determinierende Zapfentypen für den achromatischen Kanal lediglich die L- und M-Zapfen an und benennt eine Beitrag der S-Zapfen in den Rot-Grün-Kanal. Die Abbildungen 2.4 und 2.5 zeigen vereinfachte Darstellungen der Verarbeitung der Signale der Zapfen und deren Aufteilung in den chromatischen und achromatischen Kanal nach Narisada und Boyce.

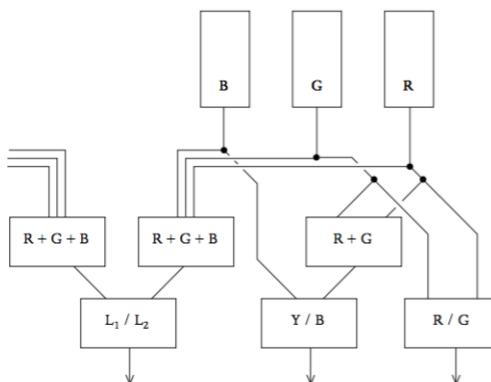


Abbildung 2.4: Postrezeptorale Aufteilung visueller Informationen in den chromatischen und achromatischen Kanal nach [Narisada and Schreuder, 2004] aus [Schreuder, 2010] / B=S-Zapfen, G=M-Zapfen, R=L-Zapfen, Y=R+G

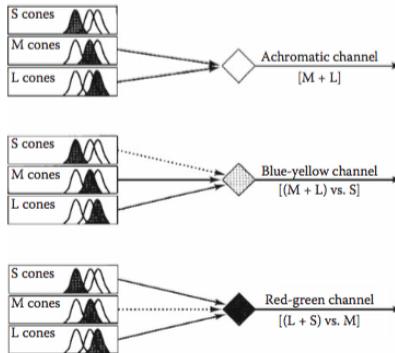


Abbildung 2.5: Postrezeptorale Aufteilung visueller Informationen in den chromatischen und achromatischen Kanal nach [Sekular and Blake, 1994] aus [Boyce, 2003]

Der Beitrag der S-Zapfen zum achromatischen Kanal wurde in einer Reihe wissenschaftlicher Arbeiten untersucht. Die Ergebnisse differieren jedoch deutlich. Die Angaben schwanken hierbei zwischen 0 % (vgl. [Guth et al., 1980] und [Mollon, 1979] in [Freiding, 2010]) und 10 % (vgl. [Chatterjee and Callaway, 2002] in [Freiding, 2010]), wobei letztere Angabe für Makaken-Affen bestimmt wurde. Die Höhe des Beitrages hängt dabei anscheinend auch von verschiedenen Faktoren, wie zum Beispiel dem Strahldichteniveau und dem Vorhandensein entsprechender chromatischer Umfelder ab [Ripamonti et al., 2009], [Schreuder, 2010]. Dies gilt dabei sowohl für das Sehen am Tag als auch bei Dunkelheit. Für den Übergangsbereich (Dämmerungssehen) wird dabei auch ein Beitrag des chromatischen Kanals zur Helligkeitswahrnehmung postuliert [Sagawa, 2005] (siehe Kapitel 2.2).

## 2.2 Spektrale Hellempfindlichkeit

Im vorherigen Kapitel wurde deutlich, dass viele spezifische Prozesse zur Helligkeitswahrnehmung beitragen. Diese wird dabei in Abhängigkeit des Helligkeitsniveaus in die drei genannten Bereiche Tagsehen, Dämmerungssehen und Nachtsehen unterteilt. Im photopischen Bereich, dem Tagsehen, sind die Zapfen dominant, da die Stäbchen aufgrund der hohen Strahldichten in Sättigung gehen. Letztere können dabei auch von den Zapfen gehemmt werden [Makous and Boothe, 1974], wobei dies offensichtlich von der Größe des umgebenden Adaptationsfeldes und zeitlichen Einflussgrößen abhängig ist [Frumkes and Temme, 1977]. Nach Boyce [Boyce, 2003] gilt der photopische Bereich für Umfeldleuchtdichten größer  $3 \text{ cd/m}^2$ , wobei die Stäbchen anscheinend bis etwa  $10 \text{ cd/m}^2$  aktiv sind. Im skotopischen Bereich (dem Nachtsehen), welcher nach Boyce für Umfeldleuchtdichten kleiner  $0,001 \text{ cd/m}^2$  definiert ist, reagieren nur die Stäbchen auf Stimuli, da die Strahldichten für die

Zapfen zu gering sind.<sup>2</sup> Beide Bereiche unterscheiden sich dabei nicht nur durch das Helligkeitsniveau, sondern auch durch die spektrale Hellempfindlichkeit. Die spektrale Empfindlichkeit des Tagsehens und damit der Zapfen wird durch die photopische Hellempfindlichkeitskurve  $V(\lambda)$  beschrieben [CIE, 1924]. Die skotopische  $V'(\lambda)$ -Kurve stellt die Empfindlichkeit für die Wahrnehmung bei Dunkelheit dar [CIE, 1951] (Sensitivitätskurve der Stäbchen, siehe Abbildung 2.2). Das Maximum der  $V(\lambda)$ -Kurve liegt bei 555 nm, das der  $V'(\lambda)$ -Kurve bei 507 nm. Die Empfindlichkeitskurve der Stäbchen liegt gegenüber der photopischen Hellempfindlichkeitskurve im kurzwelligeren Bereich. Die Form beider Kurven bleibt in etwa gleich. Die absolute Empfindlichkeit der skotopischen Kurve ist etwa um den Faktor 2,5 höher [Schreuder, 2010]. Abbildung 2.6 zeigt die von der CIE normierten Hellempfindlichkeitskurven in relativer Darstellung.

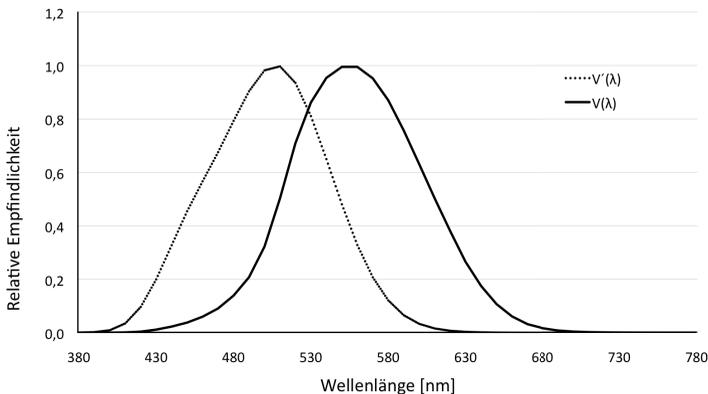


Abbildung 2.6: Relative spektrale Hellempfindlichkeitskurven  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$  für das photopische und skotopische Sehen nach [CIE, 1924] und [CIE, 1951]

Über die Schwierigkeiten bei der Bestimmung und Nutzung der  $V(\lambda)$ -Kurve wurde in der Wissenschaft schon mehrfach diskutiert. Viikari & Eloholma [Viikari et al., 2005] gehen in ihrer Zusammenfassung über die Nutzung der  $V(\lambda)$ -Kurve auf deren Entstehungsgeschichte und die damit verbundenen Herausforderungen bei der Festlegung der spektralen Empfindlichkeiten ein. Verschiedene Methoden und Untersuchungsparameter führen dabei zu differierenden Ergebnissen. Während die skotopische Empfindlichkeitskurve lediglich auf dem Zerfallsprozess des Rhodopsins in den Stäbchen basiert, setzt sich die  $V(\lambda)$ -Kurve aus den drei Absorptionskurven der L-, M- und S-Zapfen zusammen (vgl. Kapitel 2.1). Dabei wird deutlich, dass diese nicht gleichanteilig zur photopischen Hellempfindlichkeit beitragen kön-

<sup>2</sup> In der Literatur schwanken die Angaben bezüglich der Grenzen der Helligkeitsbereiche teils deutlich (vgl. [Schäfer, 2011]). Dies ist jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht von Bedeutung und wird deshalb nicht weiter betrachtet.

nen. Während die Absorptionskurven der L- und M-Zapfen gut mit der  $V(\lambda)$ -Kurve übereinstimmen (vgl. rote und grüne Graphen in Abbildung 2.2), deckt die Absorptionskurve der S-Zapfen nur einen sehr geringen Teil im Randbereich von  $V(\lambda)$  ab. Dem folgend wird den S-Zapfen nur ein geringer Beitrag an der photopischen Hellempfindlichkeit zugeschrieben. Schreuder [Schreuder, 2010] geht sogar weiter und schließt einen Beitrag der S-Zapfen ganz aus. Andere Quellen hingegen sprechen von einem Beitrag zwischen 5–8 % [Smith and Pokorny, 2003]. Den größten Beitrag zu  $V(\lambda)$  liefern nach Schreuder die L-Zapfen.

Die in den verschiedenen Untersuchungen ermittelten Abweichungen der  $V(\lambda)$ -Kurve liegen, den obigen Ausführungen folgend nicht ganz verwunderlich, hauptsächlich im kurzwelligen Strahlungsbereich. Dem trug die CIE 1990 Rechnung und veröffentlichte, basierend auf Untersuchungen von Judd [Judd, 1951] und Vos [Vos, 1978], eine angepasste  $V_M(\lambda)$ -Kurve als Ergänzung zur  $V(\lambda)$ -Kurve [CIE, 1990] (vgl. [Viikari et al., 2005]). Weitere Vorschläge für eine angepasste photopische spektrale Hellempfindlichkeit wurden von der CIE in Abhängigkeit der Methoden der Erstellung in den Publikationen [CIE, 1988] und [CIE, 1978] veröffentlicht. Auch diese sind jedoch für die heutige Photometrie nicht von Bedeutung. Abbildung 2.7 zeigt den direkten Vergleich der  $V(\lambda)$ -Kurve und der  $V_M(\lambda)$ -Kurve.

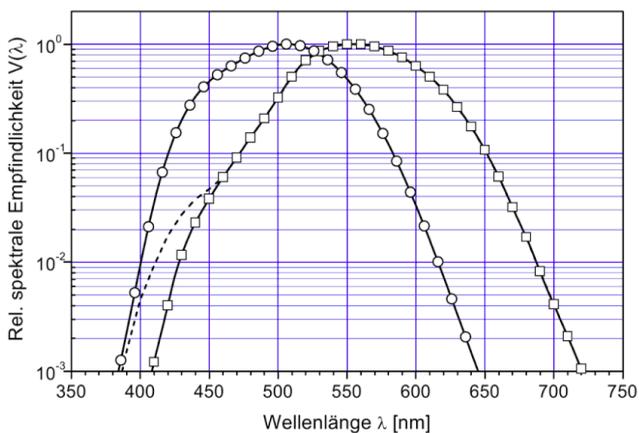


Abbildung 2.7: Vergleich der  $V_M(\lambda)$ -Kurven von Judd mit der  $V(\lambda)$ - und  $V'(\lambda)$ -Kurve aus [Freiding, 2010]

Wechselt man in den Übergangsbereich zwischen dem photopischen und skotopischen Sehen, den mesopischen Bereich, sind sowohl die Stäbchen als auch die Zapfen an der Helligkeitswahrnehmung beteiligt. Mit abnehmender Helligkeit ändert sich dabei der Beitrag der an der Helligkeitswahrnehmung beteiligten Rezeptoren. Die entsprechende spektrale Empfindlichkeit verschiebt sich in Richtung der

$V'(\lambda)$ -Kurve (sogenannter Purkinje-Shift) [Hubel et al., 1990]. Die Beschreibung der Hellempfindlichkeit wird dann noch schwieriger. Da in diesem Bereich gleitend alle Rezeptoren (Stäbchen und Zapfen) zur Hellempfindung beitragen und sich der jeweilige Beitrag mit dem Helligkeitsniveau ändert, ist es bis heute schwierig, den mesopischen Bereich exakt zu charakterisieren. Nach Freiding können die Modelle für eine mesopische Empfindlichkeit im Wesentlichen in zwei Gruppen unterteilt werden [Freiding, 2010]. Eine Gruppe nutzt dabei zwei Faktoren zur Beschreibung ( $V'(\lambda)$ - &  $V(\lambda)$ -Kurve), die andere mit dem Input aller Photorezeptoren vier Faktoren. Nach Stockmann [Stockman and Sharpe, 2006] ist jedoch eine lineare Kombination von der photopischen und skotopischen Hellempfindlichkeit nicht geeignet, um der Komplexität der mesopischen Hellempfindung gerecht zu werden. Dies zeigt auch der Vorschlag von Sagawa [Sagawa, 2005], der ein erweitertes Photometriesystem unter Berücksichtigung aller Photorezeptoren vorschlägt (vgl. Abbildung 2.8).

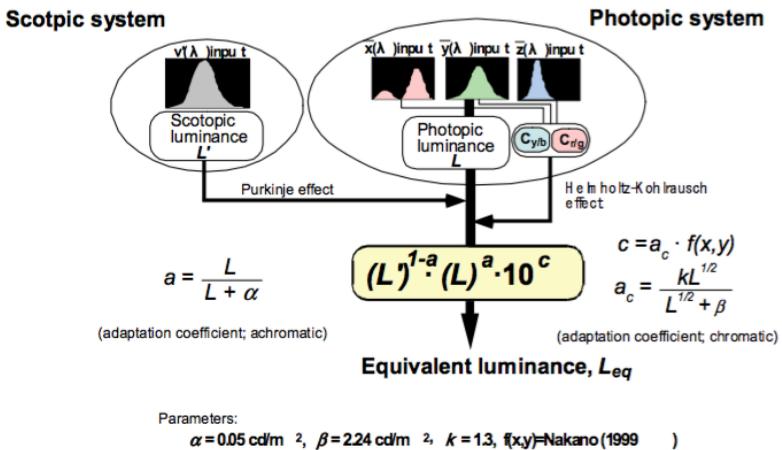


Abbildung 2.8: Modell der mesopischen Helligkeitswahrnehmung nach [Sagawa, 2005]

Als aktueller Stand der Technik zur Beschreibung der mesopischen Helligkeitswahrnehmung sollte das von der CIE vorgeschlagene Modell betrachtet werden [CIE, 2010]. Auf weitere Ausführungen hierzu wird jedoch an dieser Stelle verzichtet. Da der Fokus der vorliegenden Arbeit auf der Blendung und nicht auf der Bewertung mesopischer Helligkeitsmodelle liegt, werden diese hier nicht ausführlicher betrachtet. Leuchtdichten von Blendquellen liegen typischerweise deutlich über  $10 \text{ cd/m}^2$  und somit im photopischen Bereich. Die Stäbchen sollten somit längst im Sättigungsbereich sein und keinen Beitrag zur Helligkeitswahrnehmung liefern. Dem folgend müssten im Blendfall die Mechanismen der photopischen Helligkeitswahrnehmung und somit auch die photopische spektrale Hellempfindlichkeit Anwendung

finden. Dessen ungeachtet wird konstatiert, dass der mesopische Helligkeitsbereich mit einer Verschiebung der spektralen Empfindlichkeit hin zu kürzeren Wellenlängen einhergeht. Entsprechende kurzwellige spektrale Strahlungsanteile werden somit heller wahrgenommen als langwelligere. Ob und inwieweit selbige Mechanismen auch im Blendfall zum Tragen kommen und die Stäbchen somit einen Beitrag zur Blendempfindlichkeit liefern, ist zu diskutieren. Physiologische Mechanismen der Blendwahrnehmung können bis heute nicht abschließend determiniert werden. Im Rahmen dieser Arbeit wird dies jedoch mit betrachtet.

Ferner wird die Gültigkeit der photopischen und skotopischen Hellempfindlichkeiten im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter diskutiert. Vielmehr wird die von der CIE genommene  $V(\lambda)$ -Kurve als Grundlage aller photometrischen Betrachtungen verwendet, da alle lichttechnischen Größen auf dieser beruhen [Schreuder, 2010]. Gleiches gilt für die genommene skotopische Kurve, deren Richtigkeit bisher kaum in Frage gestellt wurde.

## 2.3 Phänomenologische Beschreibung der Blendung

Wie bereits dargelegt setzt Blendung dann ein, wenn die Mechanismen der Helligkeitsanpassung nicht mehr ausreichen, um an gegebene Helligkeitsniveaus oder -verteilungen im Gesichtsfeld adaptieren zu können. Dabei ist die Schlussfolgerung, dass mit zunehmender Helligkeit einer Blendquelle (und damit zunehmender Hornhautbeleuchtungsstärke) deren Blendwirkung ansteigt, evident. Trotz dieses unmittelbaren Zusammenhanges sei an dieser Stelle angemerkt, dass der Begriff Blendung eine Störwirkung abbildet und sich somit per Definition von einer wahrgenommenen Helligkeit unterscheidet. Ob und inwieweit hierbei gleiche psychophysikalische Zusammenhänge für beide Begrifflichkeiten gelten, bleibt an dieser Stelle unklar.

Nach Definition der CIE [CIE, 2011] wird Blendung als Sehzustand beschrieben, bei dem durch eine ungeeignete Leuchtdichteverteilung oder sehr hohe Leuchtdichteunterschiede im Gesichtsfeld ein Unwohlsein empfunden oder das Sehvermögen beeinträchtigt wird. Damit wird schon innerhalb der Definition eine Unterteilung der Blendung vorgenommen, auf welche anschließend auch explizit verwiesen wird ("disability glare" and "discomfort glare"). Die physiologische Blendung (disability glare) beschreibt nach genannter Definition eine Beeinträchtigung der Sehleistung, ohne zwangsläufig ein Unbehagen zu verursachen. Die psychologische Blendung (discomfort glare) hingegen beschreibt die subjektiv empfundene Störwirkung, welche durch die Blendquelle verursacht wird, ohne zwangsläufig die visuelle Wahrnehmung zu beeinflussen. Diese Terminologie wird bis heute von nahezu allen Autoren, die sich mit dem Thema Blendung beschäftigen, verwendet.

Ob beide Blendungsarten tatsächlich so unkorreliert auftreten können, wurde bereits an verschiedenen Stellen diskutiert. So schlug Pfeffer bereits 1964 vor (vgl. [Pfeffer, 1964] in [Völker, 2017]), die Kontrastveränderung mit der Beurteilung der psychologischen Blendung zu verknüpfen. Seiner Meinung nach ist die Verringerung der Sehleistung immer mit einer Zunahme der subjektiven Beeinträchtigung verbunden. Auch Schmidts schreibt 1989: "Vielmehr erscheint uns die einzige Begründung einer sprachlichen Differenzierung (physiologisch/psychologisch) durch die Art der Erhebungsmethode gerechtfertigt zu sein" [Schmidts, 1989]. Ferner stellt auch Vos [Vos, 2003] diese sprachliche Differenzierung in Frage. Seiner Meinung nach führt oben genannte Definition von *discomfort glare* dazu, dieses Phänomen als wissenschaftlich verstanden und definiert betrachten zu können. Davon ist die Wissenschaft jedoch noch entfernt (vgl. Kapitel 2.3.2). Vos unterteilt die Blendung zudem zusätzlich in eine weitere Blendungsart, die *dazzling glare*, was wohl in etwa der *absolut glare* nach Schreuder entspricht [Schreuder, 2010]. Da diese oder andere Blendungsarten bisher jedoch nicht zur gängigen Nomenklatur gehören, wird an dieser Stelle auf weitere Betrachtungen verzichtet.

Die Diskussion, ob und inwieweit diese Unterteilung der Blendung gerechtfertigt und sinnvoll ist, soll jedoch nicht Gegenstand dieser Arbeit sein. Vielmehr wird davon ausgegangen, dass nicht jede, durch eine Blendquelle hervorgerufene, subjektiv empfundene Störung mit einer Verschlechterung der Sehleistung einhergeht. Somit werden in dieser Arbeit weiter beide Blendungsarten entsprechend ihrer sprachlichen Definitionen getrennt voneinander betrachtet. Diese können dabei gleichzeitig nebeneinander oder getrennt voneinander auftreten [Hentschel and Bernitz, 2002]. Im Folgenden werden, soweit bekannt, physiologische Mechanismen, Auswirkungen und mögliche Erhebungsmethoden beider Blendungsarten näher erläutert.

### 2.3.1 Physiologische Blendung

Die Beeinträchtigung der Sehleistung bei der physiologischen Blendung wird zu meist über die Reduzierung der Kontrastwahrnehmung quantifiziert. Diese wird durch das Streulicht im Auge verursacht, welches durch das einfallende Licht der Blendquelle an den Grenzflächen und Trübungen der Augenmedien (Hornhaut, Linse und Glaskörper) entsteht [Hentschel and Bernitz, 2002]. Das Streulicht erzeugt einen Lichtschleier im Auge, welcher sich dem Abbild der Umwelt auf der Netzhaut überlagert. In Folge dessen kommt es zu einer Änderung des Kontrastes zwischen Sehobjekt und Umfeld und somit zu einer Störung der Kontrastwahrnehmung. Für den Kontrast zur Detektion eines Sehobjektes wird in der Straßenbeleuchtung nach Schreuder [Schreuder, 2010] der Weber-Kontrast verwendet (vgl. Gleichung 2.1):

$$C = \frac{L_o - L_b}{L_b} \quad (2.1)$$

mit: C=Kontrast, L<sub>o</sub>=Objektleuchtdichte, L<sub>b</sub>=Umfeldleuchtdichte

Die Beschreibung des durch die Blendquelle hervorgerufenen Lichtschleiers erfolgt über die sogenannte äquivalente Schleierleuchtdichte L<sub>veil</sub> (Gleichung 2.2). Diese basiert im Wesentlichen auf den in der Einleitung genannten Untersuchungen von Holladay [Holladay, 1926] und Stiles [Stiles, 1929]. Als aktuelle Referenz für die Schleierleuchtdichte kann der CIE-Report 146 [CIE, 2002] betrachtet werden. Die dort beschriebenen Formeln beruhen auf den Ergebnissen von Stiles und Holladay und sind durch aktuelle Untersuchungen und Modellrechnungen im Auge bestätigt. Dabei werden für unterschiedliche Winkelbereiche verschiedene Erweiterungen angegeben. Für den in dieser Arbeit betrachteten Anwendungsfall der ortsfesten Straßenbeleuchtung wird von einem relevanten Winkelbereich von 0,1° bis 20° ausgegangen [van Bommel, 2015]. Die Schleierleuchtdichte wird in diesem Fall durch die in Gleichung 2.2 dargestellte Formel abgebildet. Selbige findet in vereinfachter Form (rechte Formel) auch Verwendung in der aktuellen Straßenbeleuchtungsnorm [DIN, 2004] (vgl. Kapitel 2.3.3).

$$L_{veil} = E_s * \left[ \frac{10}{\Theta^3} + \left( \frac{5}{\Theta^2} * \left( 1 + \left( \frac{A}{62,5} \right)^4 \right) \right) \right] \quad \text{vereinfacht} \quad L_{veil} = k * \frac{E_s}{\Theta^2} \quad (2.2)$$

mit: L<sub>veil</sub>=Schleierleuchtdichte, A=Alter in Jahren, E<sub>s</sub>=Hornhautbeleuchtungsstärke durch die Blendquelle, Θ=Winkel zwischen Blickrichtung und Blendquelle, k=Altersfaktor, rechts vereinfachte Formel nach [DIN, 2004]

Entsteht nun im Blendfall Streulicht im Auge, kann die resultierende Änderung des Kontrastes zwischen Sehobjekt und Umfeld einfach durch Addition der Schleierleuchtdichte L<sub>veil</sub> zur jeweiligen Objekt- und Umfeldleuchtdichte berechnet werden. Dabei hebt sich die Schleierleuchtdichte im Zähler auf, während sie im Nenner stehen bleibt (vgl. [Schreuder, 2010]).

$$C = \frac{(L_o + L_{veil}) - (L_b + L_{veil})}{(L_b + L_{veil})} = \frac{(L_o - L_b)}{(L_b + L_{veil})} \quad (2.3)$$

Das Streulicht führt somit zu einer Verringerung des Kontrastes beziehungsweise wie von Hentschel [Hentschel and Bernitz, 2002] dargestellt, zu einer Erhöhung des Adaptationsniveaus auf der betreffenden Netzhautstelle. Dies wiederum hat eine Anhebung der Unterschiedsschwelle zur Folge. Ein Sehobjekt, welches sich nah an der Kontrastschwelle befindet, kann somit im Blendfall unterschwellig und damit unsichtbar werden. Die äquivalente Schleierleuchtdichte stellt somit das phy-

siologische Korrelat der Reduzierung der Kontrastwahrnehmung im Blendfall dar. Nach gängiger Lehrmeinung ist diese dabei sowohl unabhängig vom Darbietungsort (oben, unten, rechts, links) [Hentschel and Bernitz, 2002] als auch von der spektralen Verteilung der Blendquelle [Hentschel and Bernitz, 2002], [van Bommel, 2015]. Dabei erscheint gerade eine mögliche Abhängigkeit von letzterem Parameter aufgrund physikalischer Eigenschaften elektromagnetischer Wellen zunächst plausibel. Das Streulicht in den Augenmedien wird durch Brechung eintreffender Strahlung an den Grenzflächen und Streuung an den Trübungen der Augenmedien verursacht. Physikalisch betrachtet sind beide Vorgänge wellenlängenabhängig. Die Brechung hängt dabei vom Medium und der Wölbung der Grenzfläche ab. Die Streuung an einem Partikel hängt von der Größe des Streuzentrums ab. Für Wellenlängen kleiner oder gleich der betrachteten Partikelgröße ( $d \approx \lambda$ ), verringert sich die Wellenlängenabhängigkeit (Mie-Streuung). Dabei gilt, dass mit zunehmender Partikelgröße die Wellenlängenabhängigkeit abnimmt. Ist die Wellenlänge größer als der Durchmesser des Streuzentrums, vergrößert sich der Effekt (Rayleigh-Streuung). Für den optischen Apparat wird dabei nach Schreuder [Schreuder, 1976] ein Zusammenhang nach dem Rayleigh-Kriterium vermutet. Sowohl bei der Brechung als auch bei der Streuung wird kurzwellige Strahlung stärker abgelenkt als langwellige. Ferner wird von verschiedenen Autoren die Reflexion der Strahlung an den Begrenzungsflächen der Augen als weiterer spektral selektiver Faktor genannt (Schreuder ebd., [Ginis et al., 2013]).

Die Erhebung der physiologischen Blendung kann neben der Messung der Veränderung der Kontrastschwelle z.B. auch über die Reaktionszeit oder die Readaptationszeit erfolgen [Völker, 2017]. Letztere beschreibt dabei die zeitliche Empfindlichkeitsänderung der Netzhaut. Je länger das Auge nach einer Blendung benötigt, um einen gegebenen Schwellenkontrast wieder zu erkennen, desto stärker war die Blendung.

### **2.3.2 Psychologische Blendung**

Wie bereits dargelegt, beschreibt die psychologische Blendung die subjektiv empfundene Störwirkung einer geblendeten Person. Diese Blendungsart unterliegt dabei großen interindividuellen Schwankungen und kann in Abhängigkeit verschiedener Parameter (z.B. Müdigkeit oder Grad der Aufgabenschwierigkeit, vgl. [Sivak et al., 1991], [Alferdinck and Theeuwes, 1997]) auch große intraindividuelle Streuung aufzeigen. In Kapitel eins wurde erörtert, dass physiologische Mechanismen von psychologischer Blendung bis heute nicht hinreichend verstanden sind. Vielmehr stellt auch schon Böhm fest, dass „ein plausibler wissenschaftlicher Erklärungsansatz, der über eine bloße Beschreibung des Phänomens hinausginge, bisher nicht existiert“ [Böhm, 2012]. Lediglich aus empirischen Untersuchungen für bestimmte

Anwendungsfelder sind verschiedene Berechnungsmodelle zur Vorhersage der psychologischen Blendung bekannt. Diese unterscheiden sich jedoch voneinander und sind jeweils im entsprechenden Kontext der wissenschaftlichen Arbeiten der Autoren zu betrachten. Neben teilweise differierenden Eingangsparametern werden auch unterschiedliche mathematische Zusammenhänge erstellt, obwohl alle das gleiche Ergebnis beschreiben. Die folgende Übersicht zeigt verschiedene Vorhersagemodelle von psychologischer Blendung (Gleichung 2.4-2.8):

- Schmidt-Clausen und Bindels 1974 [Schmidt-Clausen and Bindels, 1974], Anwendung: Kfz-Beleuchtung

$$W = 5 - 2 * \log \left( \frac{E_s}{0,003 * (1 + \sqrt{\frac{L_{ad}}{0,04}}) * \Theta^{0,46}} \right) \quad (2.4)$$

mit: W=Blendurteil,  $E_s$ =Hornhautbeleuchtungsstärke durch die Blendquelle,  $\Theta$ =Winkel zwischen Blickrichtung und Blendquelle,  $L_{ad}$ =Adaptationsleuchtdichte

- Glare Control Mark aus [CIE, 1976], Anwendung: ortsfeste Straßenbeleuchtung

$$G_{CM} = 13,84 - 3,31 \log I_{80} + 1,3 \left( \log \frac{I_{80}}{I_{88}} \right)^{0,5} - 0,08 \left( \log \frac{I_{80}}{I_{88}} \right) + 1,29 \log A_p + 0,97 \log L_{ad} + 4,41 \log h' - 1,46 \log p + CF \quad (2.5)$$

mit:  $G_{CM}$ =Glare Control Mark/Blendwert,  $I_{80}/I_{88}$ =Lichtstärke der Leuchten in  $C_0/C_{180}$  bei  $\gamma=80^\circ$  bzw.  $88^\circ$ ,  $A_p$ =projizierte gesehene leuchtende Fläche und  $\gamma=76^\circ$ ,  $L_{ad}$ =Adaptationsleuchtdichte,  $h'$ =Lichtpunkthöhe-1,5 m,  $p$ =Anzahl der Leuchten pro km,  $CF$ =Korrekturwert für die Lichtfarbe

- Modell nach Vos [Vos, 2003], Anwendung: ortsfeste Straßenbeleuchtung

$$GI_{traffic} = \frac{(L_S^{0,8}) * (A_p^{0,5})}{(L_{rd}^{0,25} * f_{config})} \quad (2.6)$$

mit:  $GI$ =Blendindex,  $L_S$ =Leuchtdichte der leuchtenden Fläche unter gegebenem Winkel,  $A_p$ =projizierte leuchtende Fläche unter gegebenem Winkel,  $L_{rd}$ =Leuchtdichte auf der Straße,  $f_{config}$ = Angleichungsfaktor

- Modell nach Bullough & Sweater Hickcox [Bullough et al., 2011], Anwendung: ortsfeste Straßenbeleuchtung

$$DB = 6,6 - 6,4 \log DG + 1,4 \log \left( \frac{50000}{L_S} \right) \quad \text{mit} \quad (2.7)$$

$$DG = \log(E_S + E_{ad}) + 0,6 \log \left( \frac{E_S}{E_{ad}} \right) - 0,5 \log(E_A)$$

mit:  $DB$ =de Boer-Bewertung,  $DG$ =Discomfort glare,  $E_S$ =Hornhautbeleuchtungsstärke durch die Blendquelle,  $E_{ad}$ =Hornhautbeleuchtungsstärke durch das Umfeld der Blendquelle,  $E_A$ =Hornhautbeleuchtungsstärke durch das Umfeld ohne Lichtinstallation,  $L_S$ =Leuchtdichte der Blendquelle

- Modell nach Donners & Vissenberg [Donners et al., 2015], Anwendung: allgemein

$$VDG = \log_{10} \iint S_{RF} d\alpha d\beta \quad \text{mit} \quad S_{RF} = \frac{(S_C - K S_S)^2}{K S_S + \theta_0} \quad (2.8)$$

mit: VDG= Visual discomfort glare,  $\alpha$  und  $\beta$ =horizontaler und vertikaler Öffnungswinkel der Blendquelle,  $S_C$ =Signal eines rezeptiven Feldes<sup>3</sup> in Abhängigkeit der retinalen Beleuchtungsstärke,  $K S_S$ =Ausgleich zwischen zentraler Stimulation eines rezeptiven Feldes und der Unterdrückung durch das Umfeld des Zentrums,  $\theta_0$  = spontane Feuerungsrate der Photorezeptoren

Die Modellierung von Schmidt-Clausen und Bindels beruht dabei auf eigenen Untersuchungen für den Kfz-Bereich, in denen verschiedene Parameter wie zum Beispiel die Exzentrizität der Blendquelle und das Alter der Probanden variiert wurden. Dem wenige Jahre später von der CIE vorgeschlagenen Glare Control Mark zur Bestimmung der psychologischen Blendung durch ortsfeste Straßenbeleuchtung liegen Ergebnisse verschiedener Autoren zugrunde. Dieser Ansatz steht somit auf einer breiteren Datenbasis, gilt jedoch nur für die Straßenbeleuchtung. Das von Vos vorgeschlagene Modell berücksichtigt die Überlegung, dass die Modelle für die Innen- und Außenbeleuchtung ineinander überführt werden können, was Vos auch rechnerisch nachweist. Dabei greift der Autor auf eine kondensierte Formel des genannten Glare Control Mark zurück. Dieser Ansatz erscheint somit allgemeingültig, wobei Evidenzen hierfür bisher fehlen. Der Vorschlag von Bullough basiert auf eigenen Untersuchungen, wobei das hier genannte Modell eine Erweiterung zu einem Vorschlag von Bullough selbst aus 2008 darstellt [Bullough, 2008]. Dabei wird im Zuge der Umrüstung auf LED-Straßenleuchten auch die maximale Leuchtdichte der Blendquelle berücksichtigt. Die Aussage, über welche Fläche diese zu ermitteln ist, bleibt der Autor jedoch schuldig. Einen neuen Ansatz zur Modellierung der psychologischen Blendung schlagen Donners et al. 2015 vor. Die Autoren versuchen dabei, physiologische Vorgänge im Auge durch eine Projektion der Blendquelle auf die Netzhaut abzubilden und davon ausgehend die Störwirkung zu quantifizieren. Der Ansatz klingt dabei zunächst vielversprechend, muss sich jedoch in der Praxis erst noch beweisen. Wie in der Einleitung festgelegt, beschränkt sich diese Arbeit auf die Blendung unter mesopischen Adaptationsbedingungen. Aus diesem Grund wird hier auf die Betrachtung der Blendungsbewertung für die Innenbeleuchtung (Unified Glare Rating UGR, [Prahla and Dehoff, 2004]) verzichtet, zumal Vos auch hierfür die Übertragbarkeit zeigt.

Basierend auf dem bisherigen Stand der Forschung schlug Völker 2012 vor, ein allgemeingültiges Bewertungsmodell (hier am Beispiel der Kfz-Beleuchtung) zu etablieren [Völker, 2012]:

<sup>3</sup> Als rezeptives Feld wird ein Areal auf der Netzhaut bezeichnet, dessen Photorezeptoren auf eine Ganglienzelle geschaltet werden.

$$GI = c_1 + c_2 * \frac{L_S^{c_3} * \Omega}{L_{ad}^{c_4} * P} \quad (2.9)$$

mit: GI=Blendindex,  $c_1$ =Korrektursummand,  $c_2$ =Faktor,  $c_{3,4}$ =Exponenten,  $L_S$ =Leuchtdichte der Blendquelle,  $\Omega$ =projizierter Raumwinkel (Größe) der Blendquelle,  $L_{ad}$ =Hintergrundleuchtdichte,  $P$ =Positionsfaktor

Dabei stellt auch Völker fest, dass die Gültigkeit des Modells für andere Anwendungsfälle erst noch überprüft und die entsprechenden Exponenten und der Faktor determiniert werden müssen. Dies taten Lin et al. 2014 für den Anwendungsfall der Straßenbeleuchtung mit LED-Leuchten [Lin et al., 2014]. Die Autoren determinieren für den Ansatz von Völker folgende Faktoren:

$$R_{deBoer} = 3,45 - \log_{10}\left(\frac{(L_g * \Omega)^{2,21}}{L_{ad}^{1,02} * \Theta^{1,62}}\right) \quad (2.10)$$

mit:  $R_{deBoer}$ =Bewertung auf der de Boer-Skala,  $L_S$ =Leuchtdichte der Blendquelle,  $\Omega$ =Größe der Blendquelle,  $L_{ad}$ =Hintergrundleuchtdichte,  $\Theta$ =Winkel zwischen Blendquelle und Blicklinie

Obwohl auch in der Arbeit von Lin et al. eine spektrale Abhängigkeit der psychologischen Blendung beschrieben wird, bleibt diese im Modell unberücksichtigt. Dabei kann es mittlerweile als gesichertes Erkenntnis angesehen werden, dass der kurzwellige Strahlungsanteil im Spektrum einer Blendquelle die Störwirkung beeinflusst (vgl. Kapitel 1). Dennoch wird diesem Parameter, außer beim nicht mehr verwendeten Modell des Glare Control Mark in Form des Korrekturfaktors für die CCT, keinerlei Rechnung getragen. Ein Grund hierfür könnte sein, dass der kurzwellige Strahlungsanteil bisher nur unzureichend definiert werden kann und daher unklar ist, welche Mechanismen für die Verschiebung der Blendempfindlichkeit verantwortlich sind (vgl. [Sivak et al., 2005]).

Es bleibt demnach festzuhalten, dass die aktuellen Arbeiten von Vos, Völker und Lin den Ansatz verfolgen, ein allgemeingültiges Modell für die psychologische Blendung zu etablieren. Dabei sind anscheinend im Wesentlichen alle determinierenden Parameter bekannt. Dazu zählen neben der Leuchtdichte und der Größe der Blendquelle (resultierend in der erzeugten cornealen Beleuchtungsstärke) das adaptationsbestimmende Umfeld und der Winkel zwischen Sichtachse und Blendquelle (direkt definiert oder über den Positionsindex). Es erscheint dabei allgemein anerkannte Tatsache, dass der Hornhautbeleuchtungsstärke durch die Blendquelle dabei die größte Bedeutung zukommt [Völker, 2017], [Bullough et al., 2003], [Alferdinck and Theeuwes, 1997]. Gleichzeitig ist ein Effekt der Größe der Blendquelle und damit auch deren Leuchtdichte bei gleichbleibender Hornhautbeleuchtungsstärke bekannt (vgl. Völker ebd.). Die Bestimmung der jeweiligen Koeffizienten und die Überprüfung

der Validität des Modells sind noch zu erarbeiten. Ferner bleibt fraglich, wie ein Einfluss der spektralen Verteilung der Blendquelle berücksichtigt werden muss. So stellt auch van Bommel [van Bommel, 2015] fest, „dass zukünftige Forschung hoffentlich dazu beiträgt, Richtlinien für spektral abhängige Korrekturfaktoren zu erarbeiten“.

Neben den Herausforderungen bei der Modellierung der psychologischen Blendung stellt die Tatsache, dass bisher nur ungenügende Aussagen zu den Auswirkungen von erhöhter psychologischer Blendung getroffen werden können [Flannagan et al., 1993], eine weitere Schwierigkeit dar. Obwohl selbige nicht zwingend mit einer Herabsetzung der Sehleistung einhergeht, kann die psychologische Blendung eine zusätzliche Belastung für den Verkehrsteilnehmer darstellen. Nicht selten findet man dazu in der Literatur, dass es in Folge von psychologischer Blendung zu erhöhter Müdigkeit und einer Herabsetzung der Aufmerksamkeit kommt [Reidenbach et al., 2008], [LiTG, 1981]. Ausgehend von einer Erhöhung der kognitiven Belastung durch die Störwirkung der Blendquelle erscheint diese Schlussfolgerung auch plausibel. Leider werden hierfür keine belastbaren empirischen Evidenzen genannt. Ein weiterer Ansatz zur Beschreibung der Folgen von psychologischer Blendung basiert auf der visuellen Ablenkung (visual distraction, [Lynes, 1977]). Dabei wird davon ausgegangen, dass Stimuli mit großer Salienz dazu führen, den Blick dorthin zu lenken. Aktan und Schnell [Aktan and T., 2003] zeigten dies auch für unterschiedliche Scheinwerferspektren (Halogen und Gasentladung). Ein direkter Bezug zur psychologischen Blendung wird dabei jedoch nicht hergestellt. Theeuwes und Alferdinck [Theeuwes et al., 2002] verfolgen den Ansatz, dass erhöhte psychologische Blendung (wohlgemerkt bei angeblich gleicher physiologischer Blendung) zu angepassten Verhaltensstrategien führt, um die Belästigung durch die Blendquelle zu reduzieren. Dies weisen die Autoren durch eine Reduktion der Fahrgeschwindigkeit im Blendfall auch nach. Die Reduktion der Erkennbarkeitsentfernung von Objekten auf der Straße kann in dieser Arbeit jedoch nicht auf ein angepasstes Fahrverhalten zurückgeführt werden, da differierende Beleuchtungsstärken am Auge des Fahrers (bei gleichem Blendwinkel) per Definition immer auch zu einer Änderung der physiologischen Blendung führen. Inwiefern die Ergebnisse also tatsächlich auf eine erhöhte psychologische Blendung zurückzuführen sind, bleibt Spekulation. Nach Völker [Völker, 2017] wäre prinzipiell auch die Messung von veränderlichen Körperfunktionen, wie Gesichtsausdruck, Pupillenveränderung, Körpertemperatur oder zum Beispiel dem Hautwiderstand denkbar. Die wenigen hierzu durchgeführten Experimente liefern aber nach Völker weder für die physiologische noch für die psychologische Blendung signifikante Ergebnisse. Es scheint also schwierig, die Auswirkungen einer Erhöhung der psychologischen Blendung exakt abzubilden und in direkten Zusammenhang mit der Verkehrssicherheit zu bringen, zumal die Störwirkung großen interindividuellen Schwankungen unterliegt. Ungeachtet dessen sollte

eine Reduktion des Sehkomforts durch erhöhte psychologische Blendung vermeiden und diese Blendungsart somit begrenzt werden.

Die Quantifizierung der psychologischen Blendung erfolgt über Beobachterurteile. Für die Beurteilung dieser Blendungsart ist in der Lichttechnik die sogenannte de Boer-Skala [de Boer, 1967] die am häufigsten verwendete Erhebungsmethode und wird seit 1976 auch von der CIE empfohlen [CIE, 1976]. Hierbei handelt es sich um eine neunstufige Bewertungsskala, die verschiedene Ausprägungsstufen der Störwirkung einer Blendquelle quantifiziert. Dabei ist nur jede ungerade Nummerierung mit einer Wahrnehmungsausprägung beschriftet. Dem höchsten Wert neun wird die geringste Ausprägungsstufe der Störwirkung *kaum merklich* und dem Wert eins die höchsten Ausprägungsstufe *unerträglich* zugeschrieben. Die Skalierung erfolgt also absteigend mit zunehmenden Skalenwerten, da die Skala ursprünglich zur Messung der Blendfreiheit konzipiert wurde [CIE, Entw]. Die Skalierung ist somit für fachfremde Personen kontraintuitiv und stellt eine potentielle Fehlerquelle bei der Erhebung dar. Obwohl es sich bei der de Boer-Skala um eine metrische Skala handelt, lässt sich zudem diskutieren, ob die Zuordnungen zu den Skalenwerten gleichabständig ist. Hierbei sind zum Beispiel interindividuelle Interpretationen verschiedener Personen zu berücksichtigen. Ferner sind die Beobachterurteile von einer Reihe von Parametern, wie zum Beispiel der Aufgabenschwierigkeit der Probanden [Sivak et al., 1991] oder eigenen individuellen Erfahrungen [Flannagan, 1999] abhängig. Dazu könnte ein studienübergreifender Vergleich absoluter Bewertungen der psychologischen Blendung nur bei Verwendung eines gemeinsamen Ankerreizes erfolgen. Dies wurde jedoch bisher noch nie berücksichtigt. Die Skala weist somit Schwächen auf, die jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht diskutiert werden. Prinzipiell eignen sich auch andere Verfahren, wie zum Beispiel die Herstellungsmethode ((BCD-Kriterium) [Völker, 2017]) zur Bewertung der psychologischen Blendung. Da diese für die vorliegende Arbeit irrelevant ist, wird jedoch auf weitere Ausführungen verzichtet.

## 2.4 Blendungsbewertung in der Straßenbeleuchtung

In den vorangegangenen Kapiteln wurde das Gefahrenpotential von Blendung erläutert. Dazu zählt sowohl die Beeinflussung der Kontrastwahrnehmung und das damit einhergehende ansteigende Unfallrisiko als auch eine erhöhte kognitive Belastung. Um die Gefährdung durch Blendung ortsfester Straßenbeleuchtung zu begrenzen, wurde in der für Europa gültigen Straßenbeleuchtungsnorm DIN EN 13201 [DIN, 2004] eine Blendungsbewertung festgeschrieben. Dabei werden, in Abhängigkeit der Beleuchtungskategorie, Werte für die jeweilige prozentuale Schwellenwerterhöhung sowie Blendindexklassen empfohlen. Erstere bewertet dabei die physiologische

Blendung, letztere die psychologische Blendung. Die Begrenzung der physiologischen Blendung (prozentuale Schwellenwerterhöhung) erfolgt durch die Berechnung des TI-Wertes (Threshold Increment). Gleichung 2.11 zeigt den mathematischen Zusammenhang. Daraus geht hervor, dass die in Kapitel 2.3.1 vorgestellte äquivalente Schleierleuchtdichte und die Adaptationsleuchtdichte, in Form der Leuchtdichte der Straße, in die Berechnung einfließen. Sind mehrere Blendquellen im Gesichtsfeld vorhanden, so wird die resultierende Gesamtschleierleuchtdichte im Auge durch die Addition der einzelnen äquivalenten Schleierleuchtdichten berechnet. Eine TI-Berechnung erfolgt bei jeder Planung einer Straßenbeleuchtungsanlage.

$$TI = 65 * \frac{L_{veil}}{L_{ad}^{0,8}} \quad (2.11)$$

mit: TI=Threshold Increment,  $L_{veil}$ =Schleierleuchtdichte berechnet über Hornhautbeleuchtungsstärke, vgl. Gleichung 2.2 rechts,  $L_{ad}$ =Hintergrundleuchtdichte

Die Berechnung der Blendindexklassen ist in Gleichung 2.6 dargestellt. Hierfür wird lediglich die Lichtstärke der Blendquelle und die projizierte leuchtende Fläche herangezogen. Alle oben genannten, die psychologische Blendung beeinflussenden Parameter, werden nicht berücksichtigt. Diese Angabe ist laut Norm fakultativ und wird nach Aussage verschiedener Lichtplaner [EFA, 2016] nur auf speziellen Wunsch angegeben.

$$G = I * A_p^{-0,5} \quad (2.12)$$

mit: G=Blendindex, I=Lichtstärke,  $A_p$ =projizierte Fläche der Blendquelle

Während eine Bewertung der physiologischen Blendung also etabliert ist, erfolgt die Bewertung der psychologischen Blendung fakultativ und basierend auf einem sehr vereinfachten Rechenverfahren. Eine vergleichbare Blendungsbewertung für ortsfeste Straßenbeleuchtung findet sich dabei auch in anderen Regionen. So findet man beispielsweise in den Vereinigten Staaten von Amerika eine Bewertung der physiologischen Blendung direkt über die Angabe der Schleierleuchtdichte [ANSI/IES, 2014]. Eine obligatorische Bewertung der psychologischen Blendung findet hingegen nicht statt. Ebenso in der Kfz-Lichttechnik wird die Begrenzung der Blendung durch eine maximal zulässige Beleuchtungsstärke, und somit eine Begrenzung der Schleierleuchtdichte, umgesetzt. [UNECE, 2012], [UNECE, 2014].

Da mit der Einführung der LED in der Straßenbeleuchtung nun erneut vermehrte Beschwerden über erhöhte Blendung aufkamen, stellt sich die Frage, ob die derzeitige Blendungsbewertung auch für die neuartigen Lichtquellen verwendet werden kann.

Zum einen sollte der Frage nachgegangen werden, ob die Methode der Schwellenwerterhöhung auch für LED-Leuchten zu fehlerfreien Ergebnissen führt. Zum anderen erscheint es sinnvoll zu prüfen, ob eine reproduzierbare Quantifizierung der psychologischen Blendung möglich und deren Begrenzung nötig ist.



# Kapitel 3

## Stand der Forschung

Wie in Kapitel eins dargelegt, ist ein Einfluss des Spektrums auf die Blendung schon lange bekannt. Im folgenden Abschnitt wird ein Überblick über relevante Publikationen zu diesem Thema gegeben. Dabei wird entsprechend aktueller Nomenklatur zwischen psychologischer und physiologischer Blendung unterschieden, zumal die Mechanismen beider Blendungsarten anscheinend nur bedingt korrelieren. Da einige Studien den spektralen Einfluss einer Blendquelle auf beide Blendungsarten untersuchten, werden die Teilergebnisse jeweils getrennt in dem entsprechenden Unterkapitel behandelt.

### 3.1 Psychologische Blendung

In Kapitel 2.3 wurde gezeigt, dass das Phänomen der psychologischen Blendung weit weniger abbildbar ist als das der physiologischen. Dabei existieren viele Untersuchungen zu diesem Thema, die jedoch inkonsistente Ergebnisse zeigen. Diesbezüglich wurde auch immer wieder ein Einfluss des Spektrums der Blendquelle diskutiert. Im Folgenden werden die Ergebnisse bisheriger Untersuchungen diskutiert. Da sowohl Studien mit realen als auch mit künstlichen Spektren existieren, die zudem teilweise unterschiedliche Ansätze verfolgen, werden diese zur besseren Verständlichkeit getrennt voneinander betrachtet.

#### 3.1.1 Untersuchungen mit realen Spektren

Bereits kurz nach Stiles Vorschlag einer Unterteilung der Blendung in eine physiologische und psychologische Komponente im Jahr 1929 [Stiles, 1929] (vgl. Kapitel eins) wurde von Bouma festgestellt, dass *discomfort glare* eher durch blaues als durch gelbes Licht hervorgerufen wird (vgl. [Bouma, 1936] in [Bullough et al., 2003]). Dies bestätigten Untersuchungen von de Boer aus dem Jahr 1955 [de Boer, 1955], der ähnlich wie Bouma den Einfluss des Spektrums auf die psychologische

Blendung in der Straßenbeleuchtung überprüfte. Der Autor bestimmt dabei die zulässigen Leuchtdichten verschiedener Lampentypen für zwei Erhebungsstufen von psychologischer Blendung. Es zeigte sich, dass für die verwendeten Natriumdampflampen im Schnitt 1,25 mal höhere Leuchtdichten als für die Entladungslampen mit höherem Blauanteil zulässig waren. Dieses Phänomen wollte sich in den 70er Jahren auch die Automoblindustrie zunutze machen und zur Reduzierung der psychologischen Blendung gelbes Licht in Kfz-Scheinwerfern einsetzen. Schreuder findet jedoch in seiner Zusammenfassung des bis dato vorliegenden Kenntnisstandes dafür keine Evidenzen außer der genannten Untersuchung von de Boer (ebd.) und einer Arbeit von Ferguson [Ferguson, 1953] in [Schreuder, 1976]. Aufgrund der Exzentrizität der Blendquelle in der Straßenbeleuchtung (mehr Stäbchen, weniger Zapfen im Vergleich zur Fovea) geht Schreuder aber davon aus, dass die Ergebnisse aufgrund der geringeren Exzentrizität nicht auf die Blendung durch entgegenkommende Fahrzeuge übertragbar sind. Dazu bemerkt der Autor, dass bedeutsame Vorteile einer reduzierten psychologischen Blendung bisher empirisch nicht belegt sind. Mit Einführung des sogenannten *Xenonlichtes* (Hochdruckentladungslampen, im Folgenden HID bezeichnet) in der automobilen Lichttechnik Anfang der 90er Jahre flammte diese Debatte jedoch erneut auf und zog intensive Forschungsbemühungen nach sich.

So verglichen Flannagan und Sivak bereits 1992 erstmals die Blendwirkung von Kfz-Scheinwerfern mit HID-Lampen und Glühlampen [Flannagan et al., 1992]. In der Untersuchung mussten die Probanden in einem statischen Fahrzenario jeweils Scheinwerfer mit Halogen- und Gasentladungslampen bei gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke auf der de Boer-Skala bewerten. Fünf Beleuchtungsstärkeniveaus im Bereich von  $0,02 \text{ lx} < E_{\text{Cornea}} < 4,6 \text{ lx}$  wurden dargeboten. Die Scheinwerfer mit Gasentladungslampe wurden dabei jeweils als störender bewertet als die mit Halogenlampe (vgl. Abbildung 3.1 links). Der Unterschied lag im Bereich von 1–1,5 Skaleneinheiten. Der Versuch, die Blendungsbewertung auf die  $V'(\lambda)$ -Kurve zu beziehen, lieferte zwar ebenfalls unzureichende Ergebnisse, die Werte zeigten jedoch deutlich geringere Abweichungen. Dies bestätigte nach Auffassung der Autoren den Befund einer früheren Untersuchung (vgl. [Flannagan et al., 1991], Kapitel 3.1.2). In Folgeuntersuchungen (vgl. [Flannagan et al., 1993], [Flannagan, 1999] – siehe Abbildung 3.1 rechts) bestätigten die Autoren die Ergebnisse für variierende Untersuchungsparameter. In der letztgenannten Arbeit stellen die Autoren jedoch fest, dass der skotopische Anteil der HID-Lampe in dieser Studie lediglich 4 % über dem der Halogenlampe lag und somit ein möglicher Beitrag der Stäbchen allein nicht ausreicht, die 12 % höhere Blendung zu erklären. Ob die Bildung von prozentualen Verhältnissen bei der Blendungsbewertung sinnvoll ist kann angezweifelt werden, da dies einen linearen Zusammenhang impliziert.

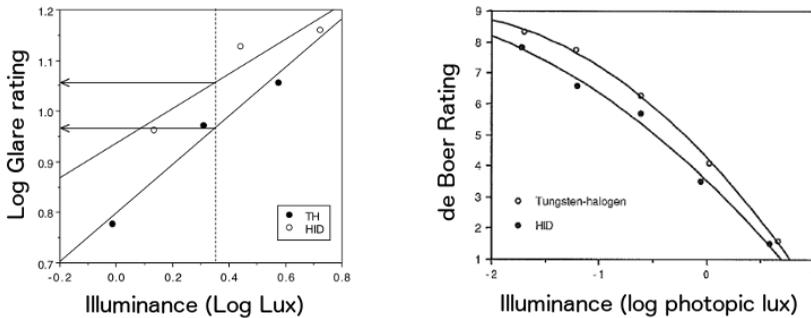


Abbildung 3.1: Blendungsbewertung für Scheinwerfer mit HID- und Glühlampe (TH) für verschiedene Hornhautbeleuchtungsstärken nach [Flannagan, 1999] (links) und [Flannagan et al., 1992] (rechts)

Berman et al. untersuchten in ihrer Arbeit gezielt den Einfluss des skotopischen Anteils einer Blendquelle auf die psychologische Blendung [Berman et al., 1996]. Im Gegensatz zu bisherigen Studien verwendeten die Autoren jedoch große Blendquellen mit einem Öffnungswinkel von  $\Omega=24^\circ \times 33^\circ$  (zentral dargeboten) mit differierenden skotopischen Anteilen bei gleichem photopischem Anteil (S/P-Verhältnis). Aufgabe der Probanden war ein Vergleich der Testquelle mit einer Referenzquelle. Beide Lichtquellen waren dabei auf die gleiche Leuchtdichte eingestellt. Drei Leuchtdichteneiveaus wurden gezeigt (Hornhautbeleuchtungsstärke im Bereich von 203–810 lx). Es zeigte sich, dass die Blendquelle mit höherem skotopischem Anteil (erhöhte Stimulation der Stäbchen) dabei zu geringerer Blendung im Vergleich zu Blendquellen mit niedrigerem S/P-Verhältnis führte. Als möglichen Grund hierfür vermuten die Autoren einen Einfluss der Stäbchen auf den Pupillendurchmesser. Ein geringerer Pupillendurchmesser hätte eine geringere retinale Beleuchtungsstärke zur Folge, was zur Reduzierung der Blendung führen könnte.

Bullough und Fu [Bullough et al., 2002] versuchten in ihrer Arbeit gezielt den Einfluss der Stäbchen auf die Blendungsbewertung zu untersuchen. Die Autoren verwendeten dazu drei Scheinwerfertypen (HID, Halogenglühlampe (in Grafiken auch als TH bezeichnet) und blaugefilterte Glühlampe) mit unterschiedlichem S/P-Verhältnis. Es zeigte sich, dass der Scheinwerfer mit dem höchsten S/P-Verhältnis eine geringere Störwirkung verursachte als der mit dem höchsten Blauanteil, wobei letzterer in dieser Arbeit die Stimulation der S-Zapfen definiert. Daraufhin überprüften die Autoren gezielt einen möglichen Beitrag der S-Zapfen zur Blendungsbewertung (vgl. Abbildung 3.2 links). Es zeigte sich ein hoher Zusammenhang ( $r^2=0,974$ ) zwischen der durch die Blendquelle verursachten Stimulation der S-Zapfen (SWS-cone) und der Blendungsbewertung. Kurze Zeit später führten die Autoren eine umfangreiche Feldstudie hierzu durch und prüften dabei den gefundenen Zusammenhang unter realen Bedingungen [Bullough et al., 2003]. Die Ergebnisse konnten im Wesent-

lichen repliziert werden, obgleich die Blendungsbewertung für zwei Scheinwerfer trotz unterschiedlicher Stimulation der S-Zapfen statistisch gleich ausfiel. Ähnlich wie in den bisher aufgeführten Arbeiten liegen die maximalen Unterschiede im Bereich von etwa 1–1,5 Skaleneinheiten.

Ausgehend von den bis dahin gewonnen Erkenntnissen analysierten Sivak und Schoettle vor dem Hintergrund der Einführung der LED in Kraftfahrzeugscheinwerfer den Farbort verschiedener Lichtquellen für Kfz-Scheinwerfern [Sivak et al., 2003]. Aufgrund des erhöhten relativen Blauanteils bei Verwendung von LEDs prognostizieren die Autoren einen Anstieg der psychologischen Blendung für LED-Scheinwerfer. Diese Vorhersage wurde kurze Zeit später auch untersucht [Sivak et al., 2005]. Dazu wurden den Probanden ein Halogen-, ein HID- und drei LED-Scheinwerfer mit unterschiedlicher CCT dargeboten. Diese wurden wiederum bei gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke auf drei unterschiedlichen Niveaus (0,25 lx–1 lx) gezeigt. Die Ergebnisse der Blendungsbewertung wurden mit der Faltung der Sensitivitätskurve der S-Zapfen mit dem jeweiligen Spektrum der Blendquelle verglichen. Es zeigte sich ein hoher Zusammenhang ( $R^2=0,99$ ) zwischen beiden Parametern, wobei eine ansteigende Stimulation der S-Zapfen zu höheren Blendungsbewertungen führte (vgl. Abbildung 3.2 links). Der Unterschied auf der de Boer-Skala lag im Bereich von 1–2 Skaleneinheiten.

Zu einem vergleichbaren Ergebnis kommt auch Schmidt [Schmidt, 2006]. Auch in dieser Arbeit wurden zwei LED-, ein HID- und zwei Halogenscheinwerfer als Blendquelle verwendet, die jeweils die Hornhautbeleuchtungsstärke erzeugten ( $E_{\text{Cornea}}=0,37\text{--}0,41$  lx). Aufgabe der Probanden in dieser Arbeit war es, die Störwirkung auf einem Schieberegler einzustellen. Wiederum wurden die Scheinwerfer mit hohem Anteil kurzwelliger Strahlung störender bewertet, wobei in dieser Studie kein signifikanter Unterschied zwischen dem Gasentladungssystem und den Halogenscheinwerfern gefunden wurde. Auch Schmidt überprüft in ihrer Arbeit einen Einfluss des relativen Blauanteils (bei Schmidt 436–495 nm ohne Wichtung mit der S-Zapfen-Sensitivitätskurve) des Spektrums auf die Blendungsbewertung und findet dafür ebenfalls einen sehr hohen Zusammenhang ( $R^2=0,93$ ). Erneut lag der Unterschied auf der de Boer-Skala im Bereich von 1–1,5 Skaleneinheiten.

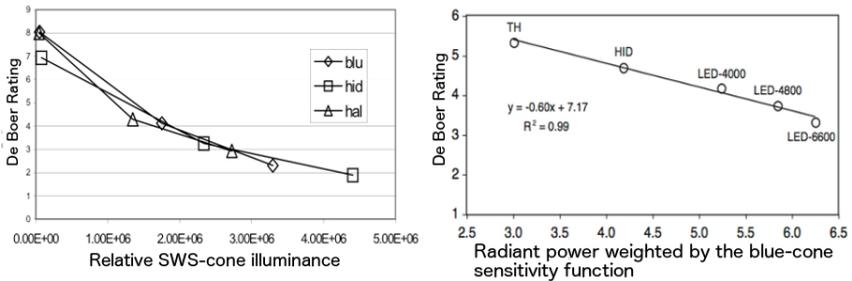


Abbildung 3.2: Zusammenhang S-Zapfen-gewichteter Spektren (X-Achse) mit der Blendungsbewertung (Y-Achse) nach [Bullough et al., 2002] (links) und [Sivak et al., 2005] (rechts)

Ayama und Iwata untersuchten den Einfluss verschiedener Farbtemperaturen von Blendquellen für den Anwendungsfall der Straßenbeleuchtung [Ayama, 2015]. Die Autoren zeigten je eine Straßenleuchte linksseitig (CCT=5100 K) und rechtsseitig (CCT=2800 K) der Probanden. Weitere Farbtemperaturen wurden durch Filterung umgesetzt und dargeboten. Aufgabe der Probanden war es, die Störwirkung der Blendquelle (es wurde jeweils nur eine gezeigt) auf einer modifizierten neunstufigen Bewertungsskala unter unterschiedlichen Winkeln zu bewerten. Die Winkel wurden durch den Abstand der Probanden zur Leuchte variiert. Im Ergebnis zeigte sich, dass die Farbtemperatur der Leuchte in dieser Untersuchung keinen Einfluss auf die Blendungsbewertung hat. Leider wurden die Positionen der beiden Leuchten nicht getauscht und deren Umfeld war anscheinend nicht konstant. Angaben zur leuchtenden Fläche fehlen ebenfalls, wobei anscheinend auch hier Unterschiede bestehen. Die Ergebnisse können demnach durch Artefakte in der Messung überlagert sein, zumal durch die geänderte Skala ein Vergleich mit anderen Studien nicht mehr möglich ist.

Völker untersuchte den Einfluss des Spektrums einer Blendquelle über einen großen Leuchtdichtebereich [Völker, 2017]. Es wurden ebenfalls HID- und Halogen- Scheinwerfer verwendet. Auch in dieser Arbeit zeigt sich der Unterschied zwischen beiden spektralen Verteilungen der Blendquelle, wobei die Gasentladungslampe wieder als störender bewertet wurde. Der Unterschied ist dabei über den gezeigten Leuchtdichtebereich der Blendquelle nahezu konstant (vgl. Abbildung 3.3).

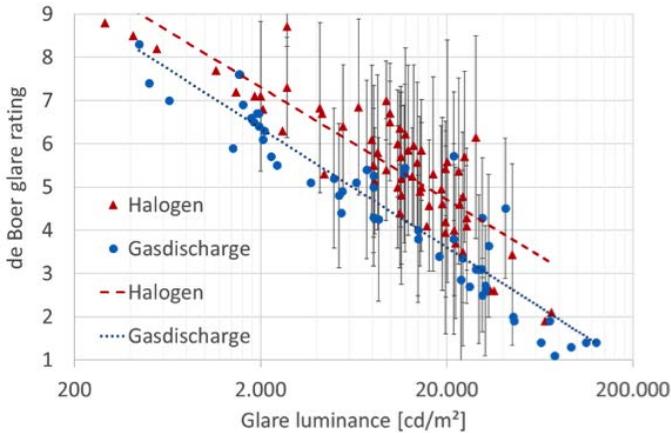


Abbildung 3.3: Blendungsbewertung von Scheinwerfern mit HID- und Halogenleuchte für unterschiedliche Leuchtdichten der Blendquelle nach [Völker, 2017]

In Tabelle 3.1 wird eine Übersicht über ausgewählte Arbeiten dieses Kapitels gegeben. Sofern Untersuchungsparameter in der jeweiligen Dokumentation nicht angegeben waren, wurde versucht, diese aus den gegebenen Daten zu berechnen. Zudem war nicht immer ersichtlich, ob die Größe der Blendquelle (und damit deren Leuchtdichte bei gegebener gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke) konstant gehalten wurde. Diese Angabe sollte aufgrund des Einflusses der Leuchtdichte (vgl. Kapitel 2.3.2) immer erfolgen.

### Zwischenfazit

Fasst man die Ergebnisse bisheriger Arbeiten zusammen, so sind verschiedene Rückschlüsse zulässig. Zum einen zeigte sich schon sehr früh, dass eine auf der  $V(\lambda)$ -Kurve basierende Photometrie nur ungenügende Vorhersagen der psychologischen Blendung ermöglicht (vgl. [Bouma, 1936], [de Boer, 1955], [Flannagan et al., 1992]). Die Verschiebung der spektralen Empfindlichkeit hin zu kurzen Wellenlängen bleibt dabei unberücksichtigt. Diese durch einen Beitrag der Stäbchen zu erklären, erscheint vor dem Hintergrund der mesopischen Helligkeitswahrnehmung zunächst vielversprechend. Jedoch zeigen die Ergebnisse hierfür keine hinreichende Übereinstimmung (vgl. [Flannagan et al., 1992], [Berman et al., 1996]). Einen weiteren Erklärungsansatz bietet die Stimulation der S-Zapfen. Hierfür zeigen verschiedene Untersuchungen tatsächlich einen Zusammenhang (vgl. [Bullough et al., 2002], [Sivak et al., 2005], [Schmidt, 2006]), welcher anscheinend auch für differierende Beleuchtungsstärkeniveaus gilt. Diesen Mechanismus alleine für die erhöhte Blendempfindlichkeit im kurzwelligen Bereich verantwortlich zu machen, wird jedoch auch kritisch betrachtet (vgl. [Bullough et al., 2003], [Sivak et al., 2005]). Hierfür

sind nach Meinung der Autoren weitere stützende Daten nötig. Der Unterschied der Blendungsbewertung der untersuchten Systeme lag bei gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke im Bereich von 1–2 Skaleneinheiten. Die Daten von Ayama [Ayama, 2015] hingegen widersprechen den Ergebnissen.

Tabelle 3.1: Übersicht über bisherige Studien mit realen Blendquellenspektren

| Autor                 | SPDs         | $E_{\text{Cornea}} [lx]$ | $\Omega$     | $\Theta$                                   | $L_{\text{ed}}$                  | Vpn | Aufgabe                                  | Ergebnis   |
|-----------------------|--------------|--------------------------|--------------|--|----------------------------------|-----|--|--|
| Flannagan et al. 1999 | HID, TH      | 1–5,3                    | 0,3°<br>0,6° | $\pm 4^\circ$                              | k.A.                             | 12  | Bewertung auf de Boer-Skala              | HID störender als TH                                   |
| Bearman et al. 1996   | div. FL      | 203–810                  | 24x33°       | 0°   | 0,1 /<br>12<br>cd/m <sup>2</sup> | 12  | Bewertung auf viuseller Analogskala      | höheres S/P -> geringerer Störwirkung<br>Stimulation   |
| Bullough et al. 2002  | HID, TH      | 0,04 /<br>1,3 / 2,6      | 0,14°        | 3,5°                                       | 0,1<br>cd/m <sup>2</sup>         | 26  | Bewertung auf de Boer-Skala              | S-Zapfen -> höhere Störwirkung,<br>+1,5                |
| Sivak et al. 2005     | HID, TH, LED | 0,25 /<br>0,5 / 1        | 0,17°        | $\pm 1, 2^\circ$<br>$\pm 0, 6^\circ$<br>0° | 0,2 lx                           | 12  | Bewertung auf de Boer-Skala              | Stimulation<br>S-Zapfen -> höhere Störwirkung,<br>+1,5 |
| Schmidt 2006          | HID, TH, LED | ca. 0,38                 | k.A.         | 3,5°                                       | k.A.                             | 61  | Bewertung mit Analogregler               | höherer<br>Blauanteil -> höhere Störwirkung,<br>+1,5   |
| Ayama et al. 2015     | 2800–12000 K | 0,3–10                   | k.A.         | 0–40°                                      | k.A.                             | 23  | Bewertung auf de Boer-Skala (invertiert) | kein Einfluss der CCT auf Blendung                     |

### 3.1.2 Untersuchungen mit künstlichen Spektren

Um physiologische Prozesse der psychologischen Blendung exakter zu determinieren, wurden von verschiedenen Autoren systematischere Untersuchungen zum Einfluss des Spektrums einer Blendquelle auf deren Störwirkung durchgeführt. Dabei wurden mit künstlichen Spektren gezielt einzelne spektrale Bereiche stimuliert und entsprechende Reaktionen untersucht. Vor allem in der jüngeren Vergangenheit wurde so versucht, eine spektrale Blendempfindlichkeitskurve zu beschreiben und dafür verantwortliche Mechanismen zu bestimmen. Aufbauend auf diese Ergebnisse werden teilweise Empfehlungen für die Optimierung des Spektrums einer Blendquelle gegeben, um die psychologische Blendung zu reduzieren.

Flannagan und Sivak versuchten bereits 1989 herauszufinden, welche spektralen Anteile zu einer Erhöhung der psychologischen Blendung führen [Flannagan et al., 1989]. Die Autoren verwendeten in ihrer Untersuchung schmalbandige Stimuli im Bereich von 480–650 nm, welche jeweils auf die gleiche Hornhautbeleuchtungsstärke eingestellt wurden. Vier Beleuchtungsstärkeniveaus wurden in der Untersuchung gezeigt. Es zeigte sich jeweils eine Erhöhung der Blendung an den Randbereichen des gezeigten spektralen Bereiches. Sowohl die kurz- als auch langwelligen Stimuli wurden störender empfunden, wobei die kurzwelligen Reize die größte Störwirkung erzeugten. Ferner fanden die Autoren eine Interaktion zwischen der Blendungsbewertung und der Hornhautbeleuchtungsstärke. Für das höchste Beleuchtungsstärkeniveau war der Unterschied zwischen minimaler und maximaler Blendungsbewertung am geringsten. In einer Folgeuntersuchung [Flannagan et al., 1991] gingen die Autoren dann der Frage nach, ob die gefundenen Ergebnisse auch auf komplexere Spektren übertragbar sind. Dazu wurden zwei schmalbandige Stimuli aus der ersten Untersuchung (480 und 577 nm Peakwellenlänge) sowie eine Kombination dieser als bichromatischer Stimulus gezeigt. Zusätzlich wurde die Hintergrundleuchtdichte variiert. Die Ergebnisse der ersten Studie wurden bestätigt. Der kurzwelligere Reiz wurde deutlich störender bewertet. Für das dunkle Umfeld zeigte sich die  $V'(\lambda)$ -Kurve als guter Prädiktor für die Blendungsbewertung. Für das hellere Adaptationsumfeld verschob sich die spektrale Empfindlichkeit in Richtung der  $V(\lambda)$ -Kurve. Die Blendwirkung des bichromatischen Reizes ließ sich rein rechnerisch aus den beiden monochromatischen Reizen zusammensetzen, wobei die Skalierung der Beiträge beider Reize willkürlich erfolgte. Die Autoren sehen auf Grundlage der Ergebnisse einen Zusammenhang zwischen der Blendungsbewertung und der mesopischen Helligkeitswahrnehmung (Reizung der Stäbchen).

Kooi und Alferdinck adressierten in ihrer Arbeit direkt die Stäbchen und S-Zapfen als potentielle Kandidaten für die erhöhte Blendempfindlichkeit im kurzwelligen Bereich [Kooi and Alferdinck, 2004]. Dafür verwendeten sie speziell gefilterte Testspek-

tren, die jeweils einen der beiden Rezeptortypen besonders stark stimulierten. Aufgabe der Probanden war es, die Helligkeit der Testspektren auf ein Referenzspektrum bei fovealer Darbietung abzugleichen. Es zeigte sich ein statistisch signifikanter Zusammenhang der Blendungsbewertung mit der Stimulation der S-Zapfen. Die Stimulation der Stäbchen hingegen zeigte keine Übereinstimmung. Ferner prüften die Autoren rechnerisch den Beitrag weiterer visueller und nicht-visueller Mechanismen (ipRGC-Zellen,  $V_M(\lambda)$ -Kurve nach Judd (vgl. Kapitel 2.2) und die  $V_{10}(\lambda)$ -Kurve für ein  $10^\circ$ -Beobachterfeld. Auch hier wurden keine signifikanten Zusammenhänge gefunden. Leider sind die Angaben zum Adaptationsniveau nur bedingt nachvollziehbar und es war den Probanden während des Versuches erlaubt, den Blick frei zu bewegen. Eine exakte Beschreibung der Abbildung der Blendquellen auf der Netzhaut ist somit nicht möglich.

Fekete und Sik-Lányi verfolgten einen anderen Ansatz, um die Verschiebung der Blendempfindlichkeit zu untersuchen [Fekete et al., 2006]. Die Autoren zeigten in ihrer Arbeit schmalbandige Stimuli im Wellenlängenbereich von etwa 450–630 nm (Halbwertsbreite (HWB) nicht spezifiziert) und ließen die Strahldichten der Stimuli für unterschiedliche Niveaus auf der de Boer-Skala einstellen. Die so ermittelten Strahldichten der Reize wurden in eine Blendempfindlichkeitskurve transformiert. Diese wurden für die Positionen  $P1 = 5^\circ$  vertikal und  $P2 = 5^\circ$  vertikal +  $30^\circ$  horizontal versetzt ermittelt. Die Best-Fit-Funktionen für die ermittelten Sensitivitätskurven können dabei durch Superposition der  $V(\lambda)$ - und  $V'(\lambda)$ -Kurve gebildet werden (Gleichung 3.1). Die Faktoren  $k_1$  und  $k_2$  zeigen, dass der Unterschied für die beiden Darbietungspositionen relativ gering ist und sich die Blendempfindlichkeitskurve somit nur unwesentlich unterscheidet. Die Autoren resümieren, dass die Blendempfindlichkeit sowohl von der  $S(\lambda)$ -Kurve als auch von der  $V'(\lambda)$ -Kurve abweicht. Vielmehr zeigen die gefundenen Kurven Ähnlichkeit mit einer mesopischen Hellempfindlichkeitskurve. Diese Annahme prüften Fekete et al. in einer Folgeuntersuchung.

$$V_{DG} = k_1 * V(\lambda) + k_2 * V'(\lambda) \quad (3.1)$$

mit:  $V_{DG}$ =Blendempfindlichkeitskurve, Pos 1:  $k_1=0,73$  /  $k_2=0,36$  und Pos 2:  $k_1=0,7$  /  $k_2=0,3$

In dieser anknüpfenden Arbeit [Fekete et al., 2010] verwendeten die Autoren erneut schmalbandige Stimuli im Bereich von 420–630 nm (HWB 10 nm). Aufgabe der Probanden war wiederum, die Strahldichte der dargebotenen Stimuli so einzustellen, dass die Blendung einem festgesetzten Wert auf der de Boer-Skala (*störend*) entspricht. Die Darbietung der Blendquelle erfolgte auf den Positionen  $P1=5^\circ$  horizontal und  $P2=5^\circ$  horizontal +  $10^\circ$  vertikal versetzt. Die transformierten Blendempfindlichkeitskurven sind in Abbildung 3.4 dargestellt. Gleichung 3.2 zeigt die Koeffizienten  $a$  bis  $e$  für die jeweilige Best-Fit-Funktion (Tabelle 3.2).

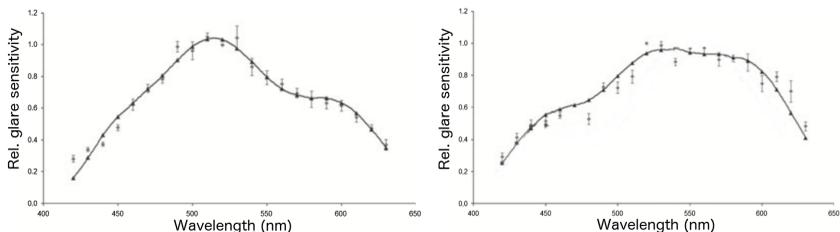


Abbildung 3.4: Relative spektrale Blendempfindlichkeiten (Y-Achse) für verschiedene Positionen: P1 (links) und P2 (rechts) nach [Fekete et al., 2010]

$$V_{DG}(\lambda) = \{a * V'(\lambda) + b * [1,62 * L(\lambda) + M(\lambda)]\} + c * [L(\lambda) - M(\lambda)] + d * [(1,62L(\lambda) + M(\lambda)) - e * S(\lambda)] \quad (3.2)$$

mit:  $V_{DG}$ =Blendempfindlichkeitskurve,  $L(\lambda)$ ,  $M(\lambda)$  und  $S(\lambda)$ = Sensitivitätskurven der L-, M- und S-Zapfen

Tabelle 3.2: Koeffizienten zur Ermittlung der spektralen Blendempfindlichkeit nach Fekete 2010

|                        | a     | b      | c     | d     | e       | r <sup>2</sup> |
|------------------------|-------|--------|-------|-------|---------|----------------|
| 5°/0°, L,M,S 2°-Obs.   | 0,963 | 0,0613 | 0,719 | 0,082 | -1,395  | 0,963          |
| 5°/10°, L,M,S 10°-Obs. | 0,606 | 0,157  | 0,751 | 0,109 | -2,3452 | 0,893          |

In Anlehnung an Untersuchungen zur mesopischen Helligkeitswahrnehmung von Varady et al. ([Várady and Bodrogi, 2006] in [Fekete et al., 2010]) wurden für die Modellierung die  $V'(\lambda)$ -Kurve, der achromatische Kanal L+M und die chromatischen Kanäle L-M und L+M-S berücksichtigt. Dabei überrascht die Angabe von bis zu vier Nachkommastellen für die einzelnen Koeffizienten, da dies doch eine sehr exakte Quantifizierung der einzelnen Beiträge darstellt. Aufgrund der guten Übereinstimmung der Gleichung mit den Daten schlussfolgern die Autoren, dass eine Modellierung der spektralen Blendempfindlichkeit basierend auf den verschiedenen visuellen Kanälen eine relativ präzise Abbildung der psychologischen Blendung ermöglicht. Da die Koeffizienten von den ermittelten Sensitivitätskurven abgeleitet wurden, überrascht der hohe Zusammenhang nicht. Jedoch zeigen die Daten größere Unterschiede zwischen den Darbietungspositionen als in der Pilotstudie, obwohl in dieser die Blendquelle mit größerer Exzentrizität gezeigt wurde (vgl. Koeffizienten in Tabelle 3.1). Ferner unterscheiden sich sowohl die Beiträge der  $V'(\lambda)$ -Kurve (0,36 vs. 0,963) als auch die Form der Blendempfindlichkeitskurve bei gleicher Darbietungsposition deutlich von denen aus der Pilotstudie. Es kann demnach angezweifelt werden, dass die Ergebnisse allgemeingültig sind. Dies zeigt auch ein Vergleich der Autoren der eigenen Ergebnisse mit denen von Dee [Dee, 2003] (in [Fekete et al.,

2010)). Die Überprüfung des Modells mit den Daten von Dee zeigte keine Übereinstimmung ( $r^2=0,266$ ).

2009 fasste Bullough die oben genannte Arbeit von Dee (Dee 2003, ebd.) und eine weitere von Watkinson [Watkinson, 2005] zusammen und ermittelte daraus eine weitere spektrale Blendempfindlichkeitskurve [Bullough, 2009]. Diese basiert ebenfalls auf Untersuchungsergebnissen bei Darbietung schmalbandiger Stimuli auf verschiedenen Positionen ( $5^\circ$  und  $10^\circ$  horizontal) und verschiedener Intensitäten (Hornhautbeleuchtungsstärke im Bereich 0,04–5 lx). Die von Bullough angegebenen Blendempfindlichkeitskurven für die unterschiedlichen Darbietungspositionen stützen sich somit auf mehrere Versuche. Die Übereinstimmung der Kurven mit der mathematischen Modellierung in Gleichung 3.3 zeigten einen Best-Fit von  $r^2=0,97$ .

$$V_{DG}(\lambda) = V_{10}(\lambda) + k * S(\lambda) \quad (3.3)$$

mit:  $V_{DG}$ =Blendempfindlichkeitskurve,  $k=0,15-0,19$  für  $5^\circ$  und  $k=0,75$  für  $10^\circ$ ,  $S(\lambda)$ = Sensitivitätskurven der S-Zapfen

Im Gegensatz zu Fekete führt Bullough die erhöhte Blendempfindlichkeit im kurzwelligen Bereich auf die Stimulation der S-Zapfen zurück und modelliert seine Kurve lediglich aus der  $V_{10}(\lambda)$ - und der  $S(\lambda)$ -Kurve. Auch in dieser Untersuchung unterscheiden sich die Kurven für die jeweiligen Darbietungspositionen, wobei sich jedoch nur der Anteil der S-Zapfen  $S(\lambda)$  ändert (ansteigend mit zunehmender Exzentrizität).

Zu einem anderen Ergebnis wiederum kommen Bodrogi und Wolf [Bodrogi et al., 2011]. Auch in dieser Arbeit beschreiben die Autoren eine spektrale Sensitivitätskurve für die psychologische Blendung, die durch Darbietung schmalbandiger Stimuli ermittelt wurde (HWB 10 nm). Analog zu Fekete et al. 2010 mussten die Probanden die Strahldichten der Blendreihe auf einen festen Wert auf der de Boer-Skala einstellen (hier *gerade erträglich*). Nach Transformation der Daten in eine Empfindlichkeitskurve (vgl. Abbildung 3.5), prüften die Autoren die Beiträge der  $V'(\lambda)$ -Kurve, der  $V(\lambda)$ -Kurve, der Sensitivitätskurve der S-Zapfen  $S(\lambda)$  und des chromatischen Kanals (L-M) zur Blendempfindlichkeit. Diese weichen stark voneinander ab. Eine allgemeine Tendenz ist nicht erkennbar. Interessant hierbei ist, dass der relative Beitrag der S-Zapfen zur Blendempfindlichkeit bei allen sechs Probanden (Abkürzungen in Legende rechts im Bild) null war.

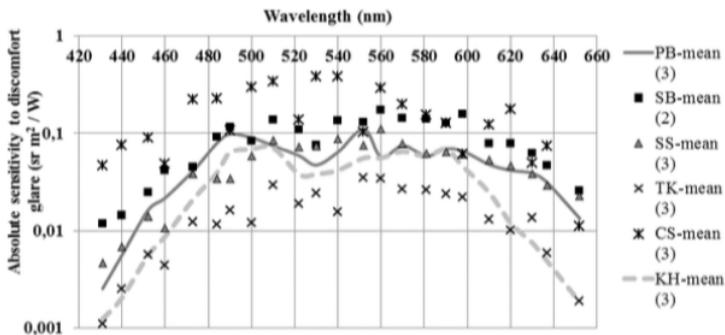


Abbildung 3.5: spektrale Blendempfindlichkeit nach [Bodrogi et al., 2011]

Kimura-Minoda und Ayama untersuchten den Zusammenhang zwischen der Blendempfindlichkeit und der Helligkeitswahrnehmung foveal dargebotener Lichtquellen [Kimura-Minoda and Ayama, 2011]. Dazu zeigten die Autoren in ihrer Arbeit verschiedenfarbige LEDs (Blau, Grün, Amber und Rot) sowie eine Halogenglühlampe und eine leuchtstoffkonvertierte weiße LED. Auch in dieser Untersuchung mussten die Probanden Schwellenleuchtdichten der Stimuli einstellen, die eine gleiche Bewertung auf der de Boer-Skala hervorriefen. Erwartungskonform war die Schwellenleuchtdichte für die blaue LED viel niedriger als die der anderen Blendquellen. Der von den Autoren ermittelte mathematische Zusammenhang zur Beschreibung der psychologischen Blendung, basierend auf visuellen Kanälen der Helligkeitswahrnehmung, ist in Gleichung 3.4 dargestellt.

$$GMF = \int L_{e\lambda}(V(\lambda) + k_1|r - g| + k_2|y - b|_{\lambda})d\lambda \quad (3.4)$$

mit: GMF=glare mechanism function, r-g und y-b = spektrale Empfindlichkeit des rot-grün- und gelbblau-opponenten chromatischen Kanals,  $k_1$  und  $k_2$  - Wichtungsfaktoren

Der Zusammenhang des Modells mit einem festen Bezugswert auf der de Boer-Skala wurde mit  $R=0,86$  bestimmt (vgl. Abbildung 3.6), wobei in der Grafik ersichtlich ist, dass die Korrelation im Wesentlichen durch den Punkt B gestützt ist. Alle anderen Werte können auch als Punktwolke betrachtet werden. Zudem stellen die Autoren selbst für andere Werte auf der de Boer-Skala Abweichungen fest. Das vorgeschlagene Modell ist demnach nur eingeschränkt gültig. Interessant an dieser Arbeit ist, dass weder der  $V(\lambda)$ -Kurve noch der  $S(\lambda)$ -Kurve eine determinierende Bedeutung beigemessen wird. Da die Blendquellen foveal gezeigt wurden und in diesem Netzhautbereich nur sehr wenige Stäbchen und Blauzapfen zu finden sind, verwundert dies jedoch nicht. Die Autoren resümieren, dass die gute Übereinstimmung der Blendungsbewertung mit der Helligkeitswahrnehmung ein Indiz für glei-

che visuelle Mechanismen ist. Das Fehlen des Beitrages der S-Zapfen wie z.B. bei Bullough (Bullough ebd.) wird von Kimura-Minoda et al. dann auch auf die Positionsunterschiede der Blendquelle (foveale Darbietung dieser Arbeit vs. extrafoveale Darbietung bei Bullough) zurückgeführt.

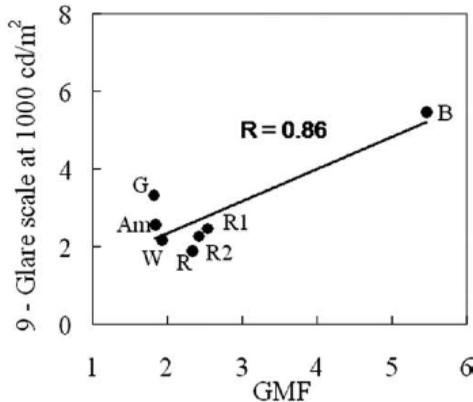


Abbildung 3.6: Zusammenhang der ermittelten spektral abhängigen Blendempfindlichkeit mit der Blendungsbewertung nach [Kimura-Minoda and Ayama, 2011]

Akashi und Asano veröffentlichten 2013 eine Arbeit, in der die Autoren versuchten, visuelle Mechanismen der psychologischen Blendung zu bestimmen [Akashi et al., 2013]. In ihrer Untersuchung zeigten die Autoren den Probanden vier verschiedenfarbige LED-Arrays (Blau, Cyan, Amber und Rot) auf drei Darbietungspositionen (3°, 8°, 13° peripher). Sie ließen jeweils die Schwellenleuchtdichte für die Grenze zwischen Komfort und Unbehagen (BCD-Leuchtdichte, vgl. Kapitel 2.3.2) bestimmen. Die geringsten Schwellenleuchtdichten, und somit die höchste Blendung, wurden wiederum für die blauen LEDs gefunden. Basierend auf den Ergebnissen bestimmen Akashi et al. eine Gleichung zur Berechnung einer *äquivalenten* Blendleuchtdichte (Gleichung 3.5).

$$L_{GM} = 10^c * \int_{380}^{780} I(\lambda) \{V(\lambda) + k_1 S(\lambda) + k_2 V'(\lambda)\} d\lambda \quad (3.5)$$

mit C=Helmholtz-Kohlrausch-Effekt Korrekturfaktor nach (Ware und Cowan, 1983), x,y- Farbkoordinaten, I(λ)=spektrale Strahldichte, k<sub>1</sub> und k<sub>2</sub>=Koeffizienten

Neben der V(λ)-Kurve und der V'(λ)-Kurve wird bei Akashi auch ein Beitrag der S-Zapfen bei der Berechnung der äquivalenten BCD-Leuchtdichte berücksichtigt. Das vorgeschlagene Modell führt auch in dieser Untersuchung zu guten Vorhersagen der psychologischen Blendung. Ferner findet sich auch in dieser Untersuchung ein

Einfluss der Exzentrizität der Blendquelle. Mit zunehmendem Abstand vergrößert sich sowohl der Beitrag der S-Zapfen als auch der Stäbchen.

Koga und Saita [Koga and Saita, 2015] verwendeten in ihrer Arbeit breitbandiges weißes Licht einer Xenonhochdrucklampe als Referenz und filterten verschiedene spektrale Anteile (<440 nm, <480 nm, <520 nm, 488 nm und 532 nm) aus dem Referenzspektrum heraus, um so den Einfluss des betreffenden Frequenzbandes zu untersuchen. Die Blendquelle wurde foveal und unter 10° vertikal versetzt dargeboten. Die Autoren fanden heraus, dass das Blendspektrum ohne den Anteil 532 nm unter 10° weniger stört und somit die M-Zapfen einen signifikanten Beitrag zur Blendungsempfindlichkeit liefern. Das Blendspektrum ohne Frequenzband unterhalb von 440 nm wurde am störendsten bewertet. Die Autoren führen dies auf einen möglichen Beitrag der Stäbchen oder intraokulares Streulicht zurück. Inwieweit sich letzteres zwischen den Spektren unterscheidet, wird jedoch leider nicht diskutiert. Die Effekte verringern sich bei fovealer Darbietung der Blendungsquelle.

In Tabelle 3.3 wird eine Übersicht über ausgewählte Publikationen des vorangegangenen Kapitels gegeben. Es wird offensichtlich, dass die Befunde deutlich differieren, wobei unklar ist, ob dies auf die Erhebungsmethode zurückzuführen ist.

### **Zwischenfazit**

Vergleicht man die Ergebnisse der oben aufgeführten Untersuchungen, so ergibt sich auch hier ein unschlüssiges Bild. Zum einen unterscheiden sich die von den verschiedenen Autoren ermittelten spektralen Sensitivitätskurven von psychologischer Blendung (vgl. [Fekete et al., 2010], [Bullough, 2009], [Bodrogi et al., 2011]). Zum anderen kommen die Versuche einer Modellierung der psychologischen Blendung zu unterschiedlichen Ergebnissen (vgl. [Kimura-Minoda and Ayama, 2011], [Akashi et al., 2013]). Dabei führen jeweils unterschiedliche visuelle Mechanismen zu guten Übereinstimmungen des entsprechenden Modells mit der Blendungsbewertung. Die erhöhte Blendempfindlichkeit im kurzwelligen Bereich wird dabei teilweise der Stimulation der S-Zapfen zugeschrieben (vgl. [Bullough, 2009]). Die Mehrzahl der Studien widerspricht dem jedoch (vgl. [Fekete et al., 2010], [Bodrogi et al., 2011], [Kimura-Minoda and Ayama, 2011], [Koga and Saita, 2015]). Ferner finden verschiedene Autoren eine Abhängigkeit von der Darbietungsposition der Blendquelle (vgl. [Bullough, 2009], [Fekete et al., 2010], [Koga and Saita, 2015]). Dies zeigt, dass unterschiedliche Untersuchungsdesigns und Methoden zu unterschiedlichen Ergebnissen führen. Inwieweit ein Anstieg der Blendungsbewertung im langwelligen Strahlungsbereich bei hohen Strahldichten der Quelle berücksichtigt werden muss oder ob dieser gegebenenfalls auf die schmalbandige Darbietung zurückzuführen ist, bleibt offen. Dem folgend scheint keine allgemeingültige spektrale Empfindlichkeitskurve von psychologischer Blendung zu existieren. Ferner wird in

allen Arbeiten davon ausgegangen, dass sich die Reizantwort der schmalbandigen Stimuli bei Darbietung breitbandiger Spektren additiv verhält. Diese Annahme wurde jedoch, außer von Flannagan (vgl. [Flannagan et al., 1991], bichromatischer Reiz mit willkürlicher Skalierung), nie überprüft. Mögliche Interaktionseffekte bleiben also unberücksichtigt. Inwieweit die ermittelten Kurven und Mechanismen auf breitbandige Stimuli angewendet werden können, bleibt in allen Arbeiten unbeantwortet.

Tabelle 3.3: Übersicht über bisherige Studien mit künstlichen Blendquellenspektren

| Autor                            | SPDs                      | $\Omega$ | $\Theta$          | $L_{ad}$ in $cd/m^2$ | Vpn       | Aufgabe                    | Ergebnis   |
|----------------------------------|---------------------------|----------|-------------------|----------------------|-----------|----------------------------|--|
| Bullough et al. 2009             | schmalbandig<br>0,4–5 lx  | k.A.     | 5° /<br>10°       | 0,1                  | 24 /<br>4 | Blendungs-<br>bewertung    | $V(\lambda)+S(\lambda)$  |
| Fekete et al. 2010               | schmalbandig<br>HWB 10 nm | 2°       | 5v,0°h<br>5v,10°h | <0,1                 | 10        | Schwellen-<br>leuchtdichte | $V_{BG}(\lambda)$ mit ver.<br>visuellen<br>Pfadern<br>winkelabhängig |
| Bodrogi et al. 2011              | schmalbandig<br>HWB 10 nm | 0,3°     | 4,1°              | 0,1                  | 6         | Schwellen-<br>leuchtdichte | unspezifisch,<br>kein Beitrag<br>S-Zapfen                            |
| Kimura-<br>Minoda<br>et al. 2011 | schmalbandig<br>LED       | 2°       | 0°                | k.A.                 | 15        | Schwellen-<br>leuchtdichte | GMF, kein<br>Beitrag von<br>S-Zapfen und<br>Stäbchen                 |
| Akashi<br>et al. 2013            | schmalbandig<br>LED       | 2°       | 3,8 &<br>13°      | k.A.                 | 36        | Schwellen-<br>leuchtdichte | $L_{GM}$ , Beiträge<br>von S-Zapfen<br>und Stäbchen                  |
| Koga et al.<br>2015              | schmalbandig              | 2,3°     | 0 &<br>10°        | 0,02<br>0,5          | 36        | Blendungs-<br>bewertung    | Beitrag der<br>M-Zapfen<br>winkelabhängig                            |

## 3.2 Physiologische Blendung

Wie in Kapitel 2.3.1 erläutert, steht die physiologische Blendung aufgrund der Verschlechterung der Sehleistung in direktem und messbarem Zusammenhang mit der Verkehrssicherheit. Es ist folglich nicht verwunderlich, dass ein möglicher Einfluss der spektralen Verteilung der Blendquelle auf das Streulicht im Auge bereits Gegenstand zahlreicher Untersuchungen war. Dabei wurde der Frage nachgegangen, ob eine Erhöhung der Schleierleuchtdichte bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung zu erwarten ist (vgl. Kapitel 2.3.1).

Bereits 1929 wurde von Stiles eine Rayleigh'sche Abhängigkeit des Streulichtes im Auge vermutet [Stiles, 1929]. Diese Annahme zog mehrere wissenschaftliche Abhandlungen nach sich und führte in den 70er Jahren zu der Frage, ob gelbes Licht (mit geringerem Anteil kurzwelliger Strahlung) in Kfz-Scheinwerfern aufgrund eines möglicherweise geringeren Streulichtes im Auge von Kfz-Fahrern zu bevorzugen ist (vgl. Kapitel 3.1.1). Vor diesem Hintergrund fasste Schreuder die bis dahin gewonnenen Erkenntnisse dazu zusammen [Schreuder, 1976]. Der Autor kommt zu dem Schluss, dass sich mögliche physikalische Phänomene vermutlich gegenseitig aufheben und sich das Streulicht im Auge somit spektral neutral verhält. Aufgrund fehlender anatomischer Kenntnisse über das Auge (z. B. Partikelgrößen) bleibt der Autor jedoch den Beweis hierfür schuldig. Die neutralen Ergebnisse bisheriger Studien zu den Auswirkungen eines solchen Effektes können nach Schreuder aber als Beweis für die Wellenlängenunabhängigkeit des Streulichtes im Auge betrachtet werden. Dem folgend sieht er, trotz teilweise widersprüchlicher Daten einiger Untersuchungen (vgl. [Le Grand, 1937], [Vos, 1963], [Ostrovsky, 1970] in [Schreuder, 1976]), keine Reduzierung von physiologischer Blendung bei Verwendung von gelbgefiltertem Scheinwerferlicht.

Eine umfassende systematische Untersuchung zur Wellenlängenabhängigkeit von intraokularem Streulicht führten Wooten und Geri 1987 durch [Wooten and Geri, 1987]. Die Autoren untersuchten in ihrer Arbeit den entstehenden Lichtschleier bei Darbietung eines Kreisringes mit schmalbandiger spektraler Verteilung verschiedener Peakwellenlängen. Dazu ließen sie den Schwellenwert von Testzeichen innerhalb des Kreisringes mit gleicher spektraler Verteilung bestimmen. Der Offset der Testzeichen gibt bei systematischer Variation der Wellenlänge Aufschluss über den Einfluss des Streulichtes im Auge. Drei Probanden nahmen an dem Versuch teil. Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass der im Auge entstehende Lichtschleier unabhängig von der spektralen Verteilung des Kreisringes ist. Die Autoren schlussfolgern daraus, dass das Streulicht durch Partikel und zelluläre Strukturen im Auge entsteht, die größer sind als die Wellenlänge des Lichtes.

Die vermehrten Beschwerden über erhöhte Blendung nach der Einführung von Gasentladungslampen in Kraftfahrzeugscheinwerfer warf dann erneut die Frage auf, ob der erhöhte Blauanteil in HID-Lampen eine Erhöhung der physiologischen Blendung und somit ein erhöhtes Risiko im nächtlichen Straßenverkehr nach sich zieht. Unter anderem Flannagan et al. [Flannagan, 1999] und Bullough et al. [Bullough et al., 2002] untersuchten daraufhin den Einfluss des Spektrums von Kfz-Scheinwerfern (HID vs. Glühlampe, Bullough zusätzlich blau gefilterte Glühlampe) auf die Kontrastwahrnehmung im Blendfall. Beide Autoren führten dazu Laborstudien durch und kamen zu dem Ergebnis, dass bei gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke durch die Blendquelle das Spektrum keinen Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung hat. Zum dem gleichen Ergebnis kommt auch Schmidt [Schmidt, 2006], die zusätzlich zu Halogenleuchte und HID auch noch einen LED-Scheinwerfer zeigt. Zwar findet die Autorin für einen Halogen-Scheinwerfer einen geringen, jedoch signifikanten positiven Einfluss auf den Schwellenkontrast, dieser könnte jedoch auch auf das verwendete System (Reflexionsscheinwerfer im Gegensatz zu den anderen Projektionsscheinwerfern) zurückzuführen sein.

2003 untersuchten Bullough und Van Derlofske [Bullough et al., 2003] den Einfluss der drei Scheinwerferspektren der vorherigen Studie (HID, Glühlampe, blau gefilterte Glühlampe) auf die Reaktionszeit und die Fehlerrate beim Erkennen peripher dargebotener Sehzeichen. Vor dem Hintergrund einer verbesserten peripheren Wahrnehmung bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung im Spektrum des eigenen Fahrzeugscheinwerfers (vgl. [Derlofske et al., 2001], [Derlofske et al., 2002] in [Bullough et al., 2003]) schlussfolgerten die Autoren, dass zugleich im Blendfall mit einem solchen Spektrum eine Verschlechterung der peripheren Sehleistung eintritt. Aufgrund der höheren Stäbchendichte in der Peripherie, welche für kurzwellige Strahlung empfindlicher sind, vermuten die Autoren einen Einfluss auf die Kontrastempfindlichkeit bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung im Spektrum der Blendquelle. Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen jedoch auf keiner Darbietungsposition einen Einfluss der spektralen Verteilung der Blendquelle auf die Reaktionszeit.

Im gleichen Jahr untersuchten Kliebisch und Stahl die Abhängigkeit der physiologischen Blendung von der spektralen Verteilung einer Lichtquelle auf unterschiedliche Altersgruppen [Kliebisch and Stahl, 2003]. Auch in dieser Untersuchung wurden eine Glühlampe und eine HID-Lampe als Blendquelle verwendet. Dabei untersuchten die Autoren zum einen den Einfluss auf die Kontrastschwelle bei Dauerblendung mit einer Hornhautbeleuchtungsstärke von  $E_{\text{Cornea}}=0,35 \text{ lx}$ . Zum anderen wurde der Einfluss beider Lampenspektren auf die Readaptationszeit nach einer zehnersekündigen Blendung mit  $E_{\text{Cornea}}=2,5 \text{ lx}$  untersucht. Die Ergebnisse zeigen einen geringen, jedoch statistisch signifikanten Unterschied bei der Schwellenkontrastuntersuchung zugunsten der Gasentladungslampe. Hier wurde eine höhere Kontrastschwelle

zum Erkennen des Sehzeichens benötigt. Die Effektgröße wurde jedoch von den Autoren als sehr gering und in der Praxis irrelevant eingestuft. Dieses Ergebnis wurde zudem nur für die jüngere Probandengruppe gefunden. Ältere Probanden zeigten keine Abhängigkeit vom Lampentyp. Bei der Readaptationszeit zeigten sich keine Unterschiede zwischen beiden gezeigten Spektren.

Eine weitere systematische und umfangreiche Untersuchung zur Wellenlängenabhängigkeit von intraokularem Streulicht führten Coppens und Joris 2006 durch [Coppens et al., 2006]. Die Autoren verwendeten ein ähnliches Verfahren wie Wooten und Geri (Wooten and Geri, ebd.) und bestimmten in ihrer Untersuchung das Streulicht im Auge über die Ermittlung der äquivalenten Schleierleuchtdichte schmalbandiger Stimuli verschiedener Peakwellenlängen. Diese wurde über einen Flickerabgleich eines foveal dargebotenen Testzeichens mit einem konzentrischen Kreisring um das Sehzeichen ermittelt. Dabei gingen die Autoren davon aus, dass unterschiedliche Teile des Auges (Cornea, Linse, Augenhintergrund) einen spektral differierenden Beitrag zum Gesamtstreulicht im Auge leisten. Die Ergebnisse zeigen eine deutliche Abhängigkeit des intraokularen Streulichtes vom Alter der Probanden und der Pigmentierung der Augen. Eine Abhängigkeit von der spektralen Verteilung der Lichtquelle wird zwar nachgewiesen, jedoch hebt sich diese in der Summe der Beiträge der einzelnen Teile zum Gesamtstreulicht auf. Die Gültigkeit der Ergebnisse wird von den Autoren dabei aufgrund der Pigmentierung der Augen auf Europäer beschränkt. Dieser kommt dabei eine entscheidende Bedeutung zu. Leider bleiben die Autoren photometrische Angaben zur Untersuchung schuldig.

Sammarco und Mayton untersuchten 2009 die Auswirkungen auf die Blendung bei Nutzung von LEDs für Grubenleuchten [Sammarco et al., 2009]. Dabei wurden LEDs verschiedener Farbtemperaturen (5.855 K und 6.844 K) erneut mit einer Glühlampe verglichen. Die Autoren untersuchten den Einfluss des Spektrums auf die Kontrastempfindlichkeit für drei Altersgruppen. Aufgabe der Probanden war es, foveal dargebotene Sehzeichen zu erkennen, welche durch die eigene Grubenlampe (mit Glühlampe) und die Aufhellung des Raumes im Blendfall beleuchtet wurden. Sammarco et al. kamen zu dem Ergebnis, dass bei Blendung mit der LED-Leuchte mit der höchsten Farbtemperatur die Kontrastsensitivität für die älteste Probandengruppe signifikant besser ausfiel als bei den Vergleichsspektren. Bei den beiden jüngeren Gruppen zeigten sich keine signifikanten Effekte. Leider hielten die Autoren weder die Blendbeleuchtungsstärke noch die Leuchtdichte der Sehzeichen oder die lichttechnischen Parameter der Blendquelle konstant. Artefakte in der Messung sind demnach wahrscheinlich. Die Ergebnisse können somit nicht allein auf unterschiedliche spektrale Strahlungsverteilungen der Blendquelle zurückgeführt werden.

Zydek ging der Fragestellung nach, ob eine  $V(\lambda)$ -gewichtete Bewertung des Streulichtes im Auge (Hornhautbeleuchtungsstärke) eine genaue Vorhersage der phy-

siologischen Blendung ermöglicht [Zydek, 2014]. Hintergrund war auch in dieser Arbeit der erhöhte Blauanteil bei der Verwendung von LEDs in Kfz-Scheinwerfern. Zydek ermittelte dazu die nötigen Schwellenstrahldichten sieben schmalbandiger Blendstimuli mit unterschiedlicher Peakwellenlänge, bei denen peripher dargebotene Sehzeichen gerade unsichtbar wurden. Die Leuchtdichte der Sehzeichen (realisiert mit einem LED-Spektrum mit 6170 K) wurde in einem Vortest ermittelt und entsprach der Detektionsschwelle ohne Blendung. Abbildung 3.7 zeigt die so ermittelten Strahldichten in Form einer spektralen Sensitivitätskurve von physiologischer Blendung. Es zeigt sich eine deutliche Verschiebung in den kurzwelligeren Bereich. Der Autor schlussfolgert daraus, dass ein erhöhter Blauanteil im Spektrum zu einer erhöhten physiologischen Blendung führt und eine photopisch gewichtete Bewertung demnach fehlerhafte Ergebnisse liefert. Dies gilt nach Zydek jedoch nur für peripher dargebotenen Sehzeichen, da außerhalb der Fovea und unter mesopischen Bedingungen Stäbchen am Sehprozess beteiligt sind, welche bei erhöhtem Blauanteil einer Blendquelle beeinflusst werden. Ein erhöhter Anteil kurzwelliger Strahlung im Blendspektrum führt nach Zydek unter sonst konstanten Bedingungen zu einer Verschlechterung der Kontrastwahrnehmung in der Peripherie. Eine Validierung der Befunde mit breitbandigen Stimuli wurde nicht durchgeführt.

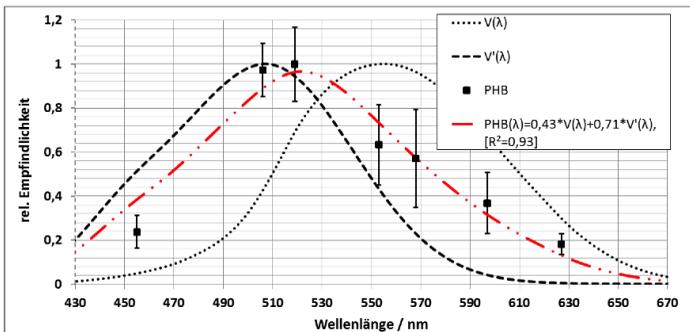


Abbildung 3.7: Spektrale Blendempfindlichkeit der physiologischen Blendung aus [Zydek, 2014]

Ginis und Harilaos untersuchten die Wellenlängenabhängigkeit des okularen Streulichtes mittels bildgebender Messung der Punktspreizfunktion (PSF) verschieden großer schmalbandiger Stimuli auf der Netzhaut [Ginis et al., 2013]. Dazu wurden Stimuli im Bereich von 500–650 nm (Peakwellenlänge) in weit getropfte Augen projiziert und ein Abbild der Netzhaut aufgenommen. Neun Probanden im Alter von 25–51 Jahren wurden so untersucht. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass in Abhängigkeit der Größe der Lichtquelle eine Abhängigkeit der PSF vom Spektrum der Lichtquelle besteht. Dabei führten Wellenlängen größer 600 nm zu größeren Streuwerten im Auge. Mit zunehmender Größe der Lichtquelle verringert sich der

Effekt. Die Autoren schlussfolgern daraus, dass vom Fundus (Aderhaut mit vielen Blutgefäßen) reflektiertes diffuses Licht einen großen Teil zum Streulicht im Auge beiträgt.

In Tabelle 3.4 wird ein Überblick über ausgewählte Studien zum Einfluss der spektralen Verteilung einer Blendquelle auf die Schleierleuchtdichte bzw. die physiologische Blendung gegeben.

### **Zwischenfazit**

Die Ergebnisse bisheriger Studien zu diesem Thema sind also weiterhin widersprüchlich. Systematische Untersuchungen, die mit der Methode eines äquivalenten Lichtschleiers arbeiten, kommen zu dem Schluss, dass sich das Streulicht im Auge spektral neutral verhält (vgl. [Coppens et al., 2006], [Wooten and Geri, 1987]). Spektrale Abhängigkeiten einzelner Teile des Auges heben sich danach in Summe auf. Dem folgen auch die meisten Befunde von Untersuchungen zum Einfluss der spektralen Verteilung einer Blendquelle auf die Kontrastwahrnehmung (vgl. [Flannagan, 1999], [Bullough et al., 2002] und [Bullough et al., 2003], [Schmidt, 2006]). Allerdings existieren auch Ergebnisse, die eine bessere (vgl. [Sammarco et al., 2009]) oder eine schlechtere (vgl. [Zydek, 2014]) Kontrastwahrnehmung bei Blendung mit erhöhtem Anteil kurzweiliger Strahlung zeigen. Die Ergebnisse von Ginis et al. (vgl. [Ginis et al., 2013]) widersprechen letzterem. Unterschiedliche Untersuchungsmethoden und Setups liefern demnach abweichende Ergebnisse. In lichttechnischen Grundlagenwerken wird jedoch weiter von einem spektral neutralem Verhalten der Schleierleuchtdichte ausgegangen [Hentschel and Bernitz, 2002], [van Bommel, 2015]. Systematische Untersuchungen zum Einfluss des Spektrums einer Blendquelle auf den Schwellenkontrast mit Darbietung schmal- und breitbandiger Stimuli sind bisher nicht bekannt.

Tabelle 3.4: Übersicht über bisherige Studien zum Einfluss des Spektrums auf die Schlierleuchtdichte

| Autor                 | SPDs                        | $\Omega$     | $\Theta$      | $L_{ad}$ in $cd/m^2$ | Vpn | Aufgabe  | Ergebnis  |
|-----------------------|-----------------------------|--------------|---------------|----------------------|-----|--|---|
| Wooten et al. 1987    | schmalbandig                | —            | —             | —                    | 3   | Schwellenabgleich auf Kreisring um Testzeichen | kein Einfluss des Spektrums auf Lichtschleier                               |
| Flannagan et al. 1999 | HID, TH<br>1–5,3 lx         | 0,3°<br>0,6° | $\pm 4^\circ$ | k.A.                 | 12  | Schwellenkontrast                              | kein Einfluss des Spektrums auf Schwellenkontrast (foveal)                  |
| Bullough et al. 2002  | HID, TH<br>0,04/1,3/2,6 lx  | 0,14°        | 3,5°          | 0,1                  | 8   | Schwellenkontrast                              | kein Einfluss des Spektrums auf Schwellenkontrast (foveal)                  |
| Coppens et al. 2006   | schmalbandig                | —            | —             | —                    | 32  | Schwellenabgleich auf Kreisring um Testzeichen | kein Einfluss des Spektrums auf Lichtschleier                               |
| Schmidt 2006          | HID, TH, LED<br>ca. 0,38 lx | k.A.         | 3,5°          | k.A.                 | 61  | Schwellenkontrast                              | kein Einfluss des Spektrums auf Schwellenkontrast (foveal)                  |
| Ginis et al. 2013     | schmalbandig                | —            | —             | —                    | 9   | Untersuchung der PSF mit bildgebender Messung  | Abhängigkeit der PSF vom Spektrum in Abhängigkeit der Größe der Lichtquelle |
| Zydek 2014            | schmalbandig                | k.A.         | 6,5°          | 0,1                  | 7   | Schwellenleuchtdichte                          | erhöhter Kontrast bei erhöhtem Blauanteil                                   |



# Kapitel 4

## Methodik und Versuchsbeschreibung

Die Ausführungen in Kapitel drei deuten an, dass ein Einfluss des kurzwelligen Strahlungsanteils auf die Blendung zu existieren scheint, dieser jedoch noch nicht modelliert werden kann. In dieser Arbeit wird der Versuch unternommen, diese Wissenslücke – basierend auf eigenen Untersuchungen – zu schließen. Dabei wurde vor dem Hintergrund der fortschreitenden Marktdurchdringung der LED in der Straßenbeleuchtung ein Untersuchungsszenario gewählt, welches diesen Anwendungsfall abbildet. Ferner soll eine Erklärung für die in Kapitel drei aufgezeigten Unterschiede bei Darbietung schmalbandiger Blendreize gefunden und deren Additivität überprüft werden.

### 4.1 Herleitung der grundlegenden Hypothesen

In Kapitel zwei wurde erläutert, dass in Abhängigkeit des Adaptationsniveaus sowohl die Stäbchen als auch die Zapfen zur Helligkeitswahrnehmung beitragen können. Bei hohen Leuchtdichten, wie im Fall einer Blendquelle, ist der Sehfärbstoff der Stäbchen jedoch ausgebleicht und der Rezeptor sollte inaktiv sein. Zudem hemmen die Zapfen anscheinend die Stäbchen. Das Helligkeitssignal einer Blendquelle sollte demnach von den Zapfen determiniert werden und die Helligkeitswahrnehmung somit der  $V(\lambda)$ -Kurve folgen. Inwieweit hierbei bekannte Mechanismen der Helligkeitswahrnehmung zum Tragen kommen, bleibt unklar (vgl. Kapitel drei).

Wie jedoch fast alle Studien zum Einfluss des Spektrums auf die psychologische Blendung zeigen, eignet sich die  $V(\lambda)$ -Kurve und damit die Hornhautbeleuchtungsstärke nicht allein zur Beschreibung der Störwirkung einer Blendquelle. Diese bildet offensichtlich eine erhöhte Empfindlichkeit im kurzwelligen Bereich der sichtbaren Strahlung nicht ab. Die Verschiebung der spektralen Empfindlichkeit der psychologischen Blendung hin zu kürzeren Wellenlängen müsste in diesem Fall durch einen erhöhten Beitrag der S-Zapfen erklärbar sein. Hinweise darauf finden sich auch in einigen Studien [Sivak et al., 2005], [Kooi and Alferdinck, 2004], [Schmidt, 2006],

[Bullough, 2009]. Dem widersprechen jedoch Ergebnisse von Untersuchungen zur spektralen Sensitivität von psychologischer Blendung [Fekete et al., 2010], [Bodrogi et al., 2011], [Kimura-Minoda and Ayama, 2011]. Inwieweit die Unterschiede dabei auf die Erhebungsmethodik rückführbar sind bleibt unklar, da Erkenntnisse zur Additivität schmalbandiger Blendreize fehlen.

Die physiologische Blendung bleibt von derartigen Effekten anscheinend unberührt. Untersuchungen zu diesem Thema deuten darauf hin, dass sich der für diese Blendungsart verantwortliche Lichtschleier im Auge in Summe spektral neutral verhält [Wooten and Geri, 1987], [Coppens et al., 2006]. Ein relevanter Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung wurde bisher nicht gefunden [Flannagan, 1999], [Bullough et al., 2002], [Kliebisch and Stahl, 2003], [Schmidt, 2006]. Allerdings existieren auch Befunde, die eine spektrale Abhängigkeit des Schwellenkontrastes aufzeigen [Zydek, 2014]. Basierend auf diesen Erkenntnissen werden die im Folgenden genannten grundlegenden Hypothesen abgeleitet.

1. Aufgrund der hohen Leuchtdichten von Blendquellen, welche die Stäbchen in Sättigung bringen, determinieren die Zapfen die psychologische Blendung. Eine erhöhte Blendempfindlichkeit im kurzwelligen Strahlungsbereich kann somit auf eine erhöhte Stimulation der S-Zapfen zurückgeführt werden. Mit steigendem Anteil kurzwelliger Strahlung und somit zunehmender Stimulation der S-Zapfen erhöht sich die psychologische Blendung bis zu einem Unterschied von 1,5 Skaleneinheiten auf einer neunstufigen Skala. Der Einfluss des Spektrums ist dabei unabhängig vom Niveau der Hornhautbeleuchtungsstärke.
2. Eine durch Darbietung schmalbandiger Blendreize additiv zusammengesetzte spektrale Blendempfindlichkeitskurve von psychologischer Blendung unterscheidet sich von der spektralen Hellempfindlichkeitskurve  $V(\lambda)$ . Selbige ist dabei abhängig vom Darbietungsort der Blendquelle und von der Erhebungsmethode. Es existiert demnach keine allgemeingültige Sensitivitätskurve für die psychologische Blendung. Eine Vorhersage der Störwirkung breitbandiger Blendreize basierend auf einer solchen Kurve ist demnach unzulässig.
3. Die spektrale Verteilung einer Blendquelle hat keinen Einfluss auf die physiologische Blendung. Mögliche spektrale Effekte des für diese Blendungsart verantwortlichen Streulichtes im Auge heben sich gegenseitig auf. Die Kontrastwahrnehmung bleibt somit vom Spektrum einer Blendquelle unberührt.

## 4.2 Operationalisierung und Methodenwahl

Wie bereits dargelegt, verfolgt die Arbeit die Differenzierung von physiologischer und psychologischer Blendung. Untersuchungen zur physiologischen Blendung fallen dabei in das Gebiet der Wahrnehmungsphysiologie, welche die Wechselbeziehungen zwischen einem messbaren Reiz und den ausgelösten physiologischen Vorgängen behandelt. Diese können dabei entsprechend operationalisiert und messtechnisch erfasst werden. Die Erhebung der psychologischen Blendung fällt in das Forschungsgebiet der Wahrnehmungspsychologie. Diese befasst sich mit den Wechselbeziehungen zwischen messbaren Reizen und deren subjektivem (psychischem) Empfinden [Campenhausen, 1993].

Für die Erhebung der physiologischen Blendung eignen sich prinzipiell verschiedene Parameter (vgl. Kapitel 2.3.1). Im Rahmen dieser Arbeit wird der Einfluss des Spektrums einer Blendquelle auf die Kontrastwahrnehmung untersucht, da diese in direktem und messbarem Zusammenhang mit der durch die Blendquelle erzeugten Schleierleuchtdichte steht. Eine Veränderung des Streulichtes im Auge führt zu einer veränderten Kontrastschwelle. Sollte die Schleierleuchtdichte eine spektrale Abhängigkeit zeigen, wäre diese durch eine Veränderung im Schwellenkontrast nachweisbar. Zugleich dient die Schleierleuchtdichte als Maßzahl zur Beurteilung der physiologischen Blendung in der Straßenbeleuchtung (vgl. Kapitel 2.3.3). Eine Übertragbarkeit der Ergebnisse ist somit gegeben. Aus versuchsergonomischen Gründen wurde in den Untersuchungen ein angepasstes Grenzverfahren verwendet. Dabei wird ein Reiz kontinuierlich verändert, bis eine Schwelle, hier die Kontrastschwelle bei Blendung, erreicht ist. Prinzipiell empfiehlt sich hierbei eine über- und unterschwellige Annäherung an die Empfindungsschwelle, wobei die wahre Schwelle dem Mittelwert beider Erhebungen entspricht. In dieser Arbeit liegt der Fokus jedoch nicht auf der Bestimmung von absoluten Schwellen, sondern auf der Ermittlung des Einflusses der spektralen Verteilung der Blendquelle auf eine Schwelle. Aus diesem Grund wird auf die überschwellige Annäherung verzichtet. Somit wird zwar in Kauf genommen, dass die ermittelten Schwellen von den absoluten abweichen, was jedoch für den Untersuchungsgegenstand unerheblich ist. Mögliche Auswirkungen auf die Streuung der Daten werden hierbei vernachlässigt.

Für die Erhebung der psychologischen Blendung wird in der Lichttechnik zumeist die Intervallskala von de Boer (de Boer-Skala) verwendet (vgl. Kapitel 2.3.2). Trotz der aufgezeigten Schwächen dieser Skala wird diese in modifizierter Form auch in dieser Arbeit verwendet. Dabei wird in Kauf genommen, dass absolute Aussagen zur Störwirkung einer Blendquelle nicht allgemeingültig getroffen werden können. Nach Theeuwes [Theeuwes et al., 2002] ist jedoch zumindest ein relativer Vergleich zwischen verschiedenen Blendreizen möglich. Da der Fokus der Arbeit auf dem

Einfluss der spektralen Verteilung einer Blendquelle liegt und dieser Parameter isoliert betrachtet wird, eignet sich die Erhebungsmethodik im Rahmen dieser Arbeit. Zudem können die Ergebnisse dann denen bisheriger Untersuchungen zu diesem Thema gegenübergestellt werden. Um die Bewertung der psychologischen Blendung für die Probanden intuitiver zu gestalten, wurden die Skala im Rahmen dieser Arbeit invertiert. Der Wert eins bedeutet demnach *kaum merkbare* Blendung. Die weitere Beschriftung erfolgte analog der de Boer-Skala aufsteigend über 3=*akzeptabel*, 5=*gerade zulässig*, 7=*störend* bis 9=*unerträglich* als höchste Ausprägung der Störwirkung. Um Verwechslungen mit der originalen de Boer-Skala zu vermeiden, wird im weiteren Verlauf der Arbeit die modifizierte de Boer-Skala lediglich als *Blendungsbewertung* bezeichnet.

Da im Rahmen dieser Arbeit der Einfluss des Spektrums auf die Blendung systematisch untersucht werden soll, wurden die Untersuchungen im Labor durchgeführt. Dies bietet gegenüber Feldforschung den Vorteil, dass optimale Versuchsbedingungen geschaffen und Störvariablen besser kontrolliert werden können. Dadurch kann eine hohe interne Validität der Ergebnisse gewährleistet werden. Darunter leidet zwar die externe Validität einer Untersuchung, was jedoch in der vorliegenden Arbeit in Kauf genommen wird, da diese darauf abzielt, ein grundlegendes Verständnis des Phänomens zu erlangen.

Um den Einfluss des Spektrums einer Blendquelle sicher bestimmen zu können, müssen alle weiteren bekannten Einflussfaktoren konstant gehalten werden (Hintergrunddichte  $L_b$ , Größe der Blendquelle  $\Omega_{\text{Source}}$ , Leuchtdichte der Blendquelle  $L_S$  (resultierend in gleichen Hornhautbeleuchtungsstärken  $E_{\text{Cornea}}$ ) sowie die Exzentrizität der Blendquelle  $\Theta$ , vgl. Kapitel 2.3.1 und 2.3.2). Da Interaktionen einzelner Parameter mit dem Spektrum jedoch nicht ausgeschlossen werden können, kann dies die Gültigkeit der Ergebnisse einschränken. Um dem Rechnung zu tragen, wurden in den Untersuchungen folgende Einflussgrößen zusätzlich berücksichtigt:

1. Da in der Untersuchung farbige Stimuli gezeigt werden, kann nicht ausgeschlossen werden, dass die spektrale Verteilung der Umfeldbeleuchtung einen Einfluss auf die Blendungsbewertung zeigt. Eine potentielle Abhängigkeit von diesem Parameter zeigten Sweater und Narendran in ihrer Arbeit [Sweater-Hickcox et al., 2013]. Um dies zu untersuchen, wurden das Spektrum der Umfeldbeleuchtung als zusätzliche unabhängige Variable mit aufgenommen. Dazu wurden in einer der Versuchsreihen alle dargebotenen Stimuli mit zwei verschiedenen Umfeldspektralen präsentiert. Hierfür wurde ein LED-Spektrum und das Spektrum einer Natriumhochdrucklampe (HPS) gewählt. Diese weisen zum einen stark differierende Anteile kurzwelliger Strahlung auf. Zum anderen unterscheiden sich deren Farborte deutlich. Ein möglicher Einfluss des Spektrums des Adaptationsumfeldes sollte somit sichtbar werden.

2. Ferner zeigt die Pupille bei herkömmlichen Blendvorgängen im Straßenverkehr eine Reaktion. Die Weite der Pupille ist dabei auch spektral abhängig [Watson and Yellott, 2012]. Ein Einfluss des Spektrums einer Blendquelle auf diesen Parameter kann deshalb nicht ausgeschlossen werden, wobei differierende Pupillendurchmesser auch zu differierenden retinalen Lichtströmen führen würden. Um dem nachzugehen, wurde in einer Versuchsreihe ein Eyetracker im Versuchsstand installiert und die Pupillenreaktion für jeden gezeigten Stimulus aufgezeichnet. Die Aufzeichnung ermöglicht dabei keine absoluten Messwerte. Jedoch kann die relative Veränderung der Pupillenweite für jeden Stimulus ausgewertet und somit mögliche Effekte aufgezeigt werden. Die Pupillenweite stellt damit eine abhängige Variable dar. Diese kann dabei zugleich als Kovariate in Erscheinung treten, da eine Beeinflussung der Blendungsbeurteilung nicht ausgeschlossen werden kann.

Einen weiteren Einflussparameter stellt die Umfeldleuchtdichte selbst dar. Wird diese erhöht, verringert sich zum einen die psychologische Blendung. Zum anderen erhöht sich mit steigendem Adaptationsniveau auch die Kontrastempfindlichkeit, womit auch der Einfluss des Schleiers geringer werden sollte. Um diese Effekte zu minimieren, sollte ein kritisches Szenario mit geringer Umfeldleuchtdichte untersucht werden. Leuchtdichtemessungen des Berliner Nachthimmels zeigten Werte zwischen  $0,05 < L < 0,4 \text{ cd/m}^2$  (abhängig von der Bewölkung). Die Umfeldleuchtdichte für diese Untersuchung wurde aus den genannten Gründen auf  $L_{ad}=0,05 \text{ cd/m}^2$  festgesetzt. Dieser Parameter wurde konstant gehalten.

Weitere Einflussgrößen wie die Größe der Blendquelle und deren Darbietungswinkel werden im Rahmen dieser Arbeit nicht betrachtet. Für die Größe der Blendquelle ist es von Bedeutung, dass diese die Größe eines rezeptiven Feldes übersteigt und entsprechend viele Rezeptoren auf der Netzhaut stimuliert. Bei der in dieser Arbeit verwendeten Größe der Blendquelle ( $0,23^\circ$  vgl. Kapitel 4.3.1) wird davon ausgegangen. Die anscheinende Winkelabhängigkeit (Position der Blendquelle, vgl. Kapitel 3.1.2) sollte ferner basierend auf den Ergebnissen dieser Arbeit in fortführenden Arbeiten untersucht werden. Tabelle 4.1 gibt eine Übersicht über die festgelegten abhängigen und unabhängigen Variablen der durchgeführten Untersuchungen dieser Arbeit. Die Einflussgrößen Darbietungswinkel, Größe der Blendquelle, Niveau der Umfeldleuchtdichte und Hornhautbeleuchtungsstärke (exklusive einer Darbietungsform, vgl. Kapitel 4.4) wurden konstant gehalten.

Tabelle 4.1: Tabelle abhängige und unabhängige Variablen der Untersuchungen

| unabhängige Variable                         | abhängige Variable  |
|--|---|
| spektrale Verteilung der Blendquelle         | physiologische Blendung – Schwellenkontrast                 |
| spektrale Verteilung des Adaptationsumfeldes | psychologische Blendung – Blendungsbewertung                |
|  | Pupillendurchmesser – kann zugleich als Kovariate auftreten |

## 4.3 Versuchsstand

### 4.3.1 Aufbau

Der Versuchsstand entstand im Rahmen einer Abschlussarbeit am Fachgebiet [Kierdorf, 2013] und ist schematisch in Abbildung 4.1 dargestellt. Er bestand aus einer modifizierten halben Ulbrichtschen Kugel mit einem Durchmesser von 1,5 m, welche auf einem Gestell befestigt war.

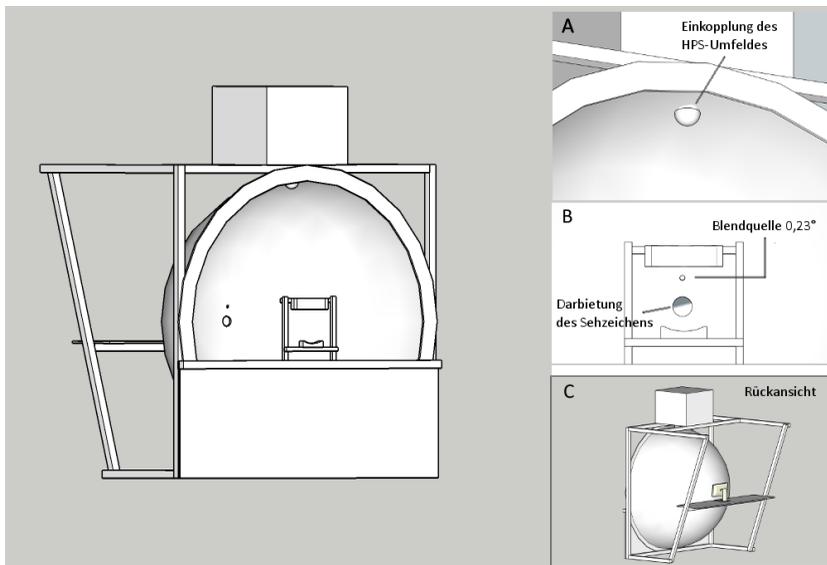


Abbildung 4.1: Skizze des Versuchsstandes

Mittig an der Vorderseite der Halbkugel war eine Kinnstütze auf einem Träger montiert. Direkt davor befand sich der Sitzplatz der Probanden. Platzierte ein Proband seinen Kopf in der Kinnstütze, wurde durch die Halbkugel ein homogenes Umfeld von  $180^\circ$  in horizontaler und vertikaler Richtung abgebildet ( $2\pi$ -Geometrie). Auf ei-

ner radialen Achse am hinteren Ende der Kugel befand sich eine runde Ausparung. Direkt dahinter wurde ein Monitor installiert, auf welchem den Probanden das Sehzeichen foveal dargeboten wurde (vgl. Ausschnitt B und C). Unter einem Winkel von  $4^\circ$  oberhalb des Sehzeichens wurde die Blendquelle installiert (vgl. Ausschnitt B). Diese war die kreisförmige Auskopplung eines Lichtleiters der verwendeten Blendquelle mit einem Durchmesser von 3 mm. In einer Entfernung von 0,75 m (Radius der Ulbrichtschen Kugel) entspricht dies einem Öffnungswinkel von  $0,23^\circ$ . Der Lichtleiter war dabei von hinten an der Kugel befestigt, so dass im Versuchsstand nur eine kreisförmige Lichtquelle zu sehen war. Der Winkel von  $4^\circ$  zwischen Sehzeichen (Blicklinie) und Blendquelle bildet dabei das Szenario einer Leuchte in einer Entfernung von 60 m bei einer Lichtpunkthöhe von 5,7 m ab (angenommene Augenhöhe 1,5 m, vgl. TI-Bestimmung, [DIN, 2004]). Dieser relativ kleine Winkel wurde gewählt, um ein möglichst kritisches Szenario nachzubilden. Die Blendquelle sollte dabei außerhalb der Fovea liegen, die Exzentrizität jedoch nicht zu groß sein, da sowohl die Schleierleuchtdichte (quadratisch) als auch die Blendungsbewertung mit zunehmender Exzentrizität abnehmen (vgl. Kapitel 2.3.1 und 2.3.2).

Die Ausleuchtung des Versuchsstandes erfolgte zum einen mit einem dimmbaren LED-Lichtschlauch mit einer Farbtemperatur von 3.400 K. Dieser war am inneren Rand der Kugel befestigt und mit einem Blickschutz abgedeckt, um einen direkten Blick auf die Lichtquelle zu verhindern. Somit war der Versuchsstand gleichmäßig ausgeleuchtet (vgl. Abbildung 4.2) und dessen Helligkeit konnte geregelt werden. Um die Darbeitung des HPS-Spektrums für das Umfeld zu realisieren, musste eine zusätzliche Möglichkeit zur Lichteinkopplung in den Versuchsstand geschaffen werden. Dazu wurde im oberen Teil des Versuchsstandes eine kreisrunde Öffnung in die Halbkugel geschnitten. Vor dieser wurde im Inneren der Kugel ein halbkreisförmiger Diffusor angebracht, der das Licht gleichmäßig verteilt (vgl. Ausschnitt A). Die Einkopplung in den Diffusor erfolgte durch eine dafür konstruierte Leuchte mit einer Natriumdampfhochdrucklampe. Diese bestand aus einem blickdichten Gehäuse. In diesem war eine 70W-HPS-Lampe mit klarem Kolben sowie das entsprechende Vorschaltgerät montiert. An der Unterseite des Gehäuses war eine Ringblende mit Schieberegler befestigt. Dieser ermöglichte die stufenlose Einstellung der Blendenöffnung. Direkt vor der Blende im Inneren des Gehäuses war eine weitere Diffusorscheibe angebracht, um das Licht zusätzlich zu streuen. Die konstruierte Leuchte war so oberhalb des Versuchsstandes platziert, dass das aus der Ringblende austretende Licht durch die in die Halbkugel eingeschnittene Öffnung eingekoppelt wurde. Somit war es möglich, die Leuchtdichte im Versuchsstand über die einstellbare Ringblende stufenlos einzustellen. Zudem konnte eine blickdichte Scheibe zwischen die Lichtquelle und die Öffnung in der Kugel geschoben werden, um einen Lichteintritt zu verhindern. Dadurch war es möglich, die konstruierte Leuchte während

des gesamten Versuches eingeschaltet zu lassen und die Lichteinkopplung in den Versuchsstand zu kontrollieren. Die Leuchte wurde mindestens 30 Minuten vor Versuchsbeginn eingeschaltet und lief über die Versuchsdauer in stabilem Zustand, was während der Versuchsdurchführung fortlaufend kontrolliert wurde. Aufgrund der Beschichtung der Kugel mit Bariumsulfat wird das eingekoppelte Licht nahezu aseptisch reflektiert [CIE, 1989] und diente so als homogene Umfeldausleuchtung. Abbildung 4.2 zeigt eine orts aufgelöste Leuchtdichteaufnahme des Versuchsstandes.

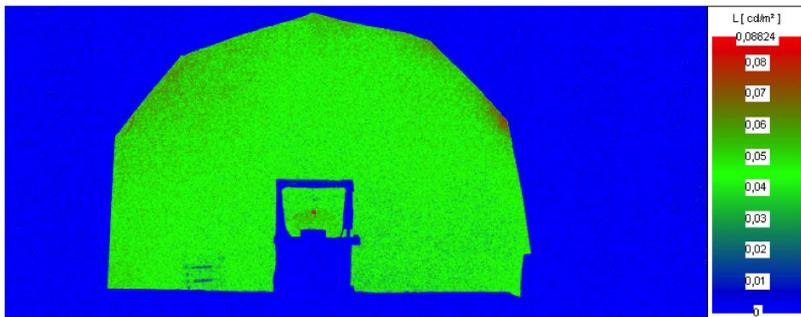


Abbildung 4.2: Leuchtdichteaufnahme des Versuchsstandes bei LED-Ausleuchtung

An der Innenseite des Trägers der Kopfstütze war der Photometerkopf eines Beleuchtungsstärkemessgerätes befestigt. Dieses diente einer kontinuierlichen Überprüfung der Blendreize und der Umfeldbeleuchtung während der Versuchsdurchführung. Ferner hatten die Probanden während des Versuches einen Taster in der Hand, welcher mit dem Versuchsrechner verbunden war. Dies ermöglichte eine direkte Einflussnahme der Probanden auf die Versuchsdurchführung. An der Kugelin-nenseite etwa 50 cm neben dem Sehzeichen war die Skala der Blendungsbewer-tung zur Orientierung der Probanden angebracht.

Zudem war in einem Teilversuch an der Kinnstütze ein Eyetracker montiert. Dieser diente zur Erfassung der Pupillenweite der Probanden im Blendfall. Dabei wurden in der Software des Eyetrackers die Blendreize als Ereignisse angelegt und konnten so später entsprechend zugeordnet und ausgewertet werden.

Seitlich neben der Halbkugel befand sich der Platz des Versuchsleiters, welcher durch einen Sichtschutz vom Versuchsstand getrennt war. Von dort aus war es dem Versuchsleiter möglich, alle Geräte zu bedienen und zugleich mit den Probanden zu kommunizieren. Der Versuchsstand befand sich in einem schwarzen Labor, wodurch Streulicht anderer Lichtquellen ausgeschlossen wurde.

### 4.3.2 Blendquelle

Die Blendquelle des Versuches wurde mit der spektral frei einstellbaren Lichtquelle OL490 von Optronic Laboratories realisiert [OL4, 2017]. Diese ermöglicht es, jedes beliebige Spektrum im Wellenlängenbereich von 380 bis 780 nm zu erzeugen. Somit ist es möglich, unter exakt konstanten Untersuchungsbedingungen sowohl schmalbandige als auch breitbandige Spektren zu erzeugen und deren Einfluss auf die Blendung zu untersuchen. Das OL490 besteht im Wesentlichen aus zwei Funktionseinheiten, der Lampe (einer Xenon-Kurzbogenlampe, Spektrum vgl. Anhang 1) und der programmierbaren Steuereinheit mit angeschlossenem Lichtleiter. Der Aufbau und die Funktionsweise ist in Abbildung 4.3 dargestellt.

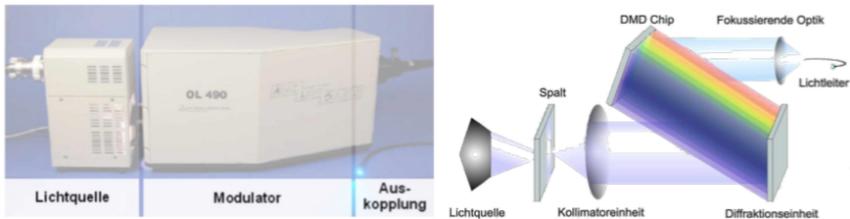


Abbildung 4.3: Aufbau der verwendeten Lichtquelle OL490 links und deren Funktionsweise (rechts) aus [Schäfer, 2011]

Das Licht der Xenon-Kurzbogenlampe wird über einen Austrittsspalt und eine Kollimatoreinheit auf ein optisches Gitter projiziert. Dort wird es spektral aufgeteilt und auf ein DMD-Array mit einer Auflösung von 1024x768 Mikrosiegeln abgebildet. Jeder der Mikrosiegel kann einzeln angesteuert und verkippt werden, wodurch der jeweilige Strahlungsanteil entweder aus oder in den Strahlengang zur Auskopplung gelenkt wird. Die Tastung der Mikrosiegel erfolgt mit einer Auflösung von 6 Bit. Der darstellbare Wellenlängenbereich von 400 nm (380–780 nm) kann bei 1024 Spalten mit einer Auflösung von 0,4 nm abgebildet werden, wobei der Strahlungsfluss in jeweils 49152 Stufen (768 Zeilen, 6-Bit Auflösung) eingestellt werden kann [Schäfer, 2011].

Das Ausgangsspektrum kann jedoch aufgrund von optischen Effekten im Strahlengang nicht exakt diskret in der genannten Auflösung erzeugt werden. Die Auflösung wird dabei unter anderem durch den Austrittsspalt beeinflusst, welcher in verschiedenen Spaltbreiten zur Verfügung steht. Die Spaltbreite beeinflusst dabei sowohl den Strahlungsfluss als auch die darstellbare Flankensteilheit. Für die Untersuchungen mit den schmalbandigen Reizen wurde der breiteste zur Verfügung stehende Spalt mit einer Breite von 750  $\mu\text{m}$  verwendet, um den Strahlungsfluss zur maximieren. Dafür wurde in Kauf genommen, dass die Flankensteilheit der erzeugten Stimuli gerade bei steilen Flanken nicht exakt simuliert werden kann (vgl. Kapitel

4.4). Für die Versuche mit den breitbandigen Stimuli wurde ein Spalt mit einer Breite von 150  $\mu\text{m}$  verwendet, um möglichst exakte spektrale Verteilungen zu erzeugen.

Bei der Erzeugung der Stimuli muss dabei beachtet werden, dass sich die Lichtquelle bei Dimmung weder linear noch konstant über den darstellbaren Wellenlängenbereich verhält. Dies hat unmittelbaren Einfluss auf die Genauigkeit der Nachbildung der Spektren. Die Wellenlängenabhängigkeit des Dimmverhaltens muss bei der Erzeugung der Spektren berücksichtigt werden. Hierfür wurde im Vorfeld der Versuche das Originalspektrum der Lampe in entsprechenden Dimmstufen gemessen und eine Dimmfunktionen für jeden auflösbaren Wellenlängenschritt berechnet. Trotz dieser Anpassung ist eine exakte Nachbildung originaler Lampenspektren aufgrund der verschiedenen Einflussparameter nicht möglich. Die erzeugten Spektren (vgl. Kapitel 4.4) werden jedoch als hinreichend genau betrachtet, um die in Kapitel 4.6.1 formulierten Hypothesen zu untersuchen.

Ferner muss bei Verwendung des OL490 beachtet werden, dass sich der Strahlungsfluss der verwendeten Lampe durch Degradation mit steigender Brenndauer verringert (vgl. [Schäfer, 2011]). Dem wurde durch eine tägliche Kalibrierung entgegengewirkt, um die Versuchsbedingungen konstant zu halten. Weiterführende ausführliche Informationen zur Lichtquelle und deren Funktion und Aufbau finden sich bei Schäfer (ebd.).

### 4.3.3 Sehaufgabe

Als Sehzeichen wurde ein unbunter Landoltring (gleiche RGB-Werte) mit ansteigendem Kontrast verwendet. Bei diesem standartisierten Normsehzeichen [DIN, 2009a] handelt es sich um einen Kreis mit einer Öffnung, die an acht verschiedenen Positionen dargestellt werden kann. Der Landoltring wird in der Regel zur Messung der Sehschärfe verwendet. Für die Bestimmung von Kontrastschwellen eignen sich vielmehr einfachere Sehobjekte wie ein Quadrat oder Kreis. Hierbei können jedoch größere Unsicherheiten bei der Detektion des Sehzeichens auftreten, welche in der Regel durch mehrfache über- und unterschwellige Darbietungen reduziert werden (vgl. Kapitel 4.2). Da absolute Kontrastschwellen nicht Ziel dieser Untersuchung waren, wurde der Landoltring verwendet, um die Anzahl der Durchläufe und zugleich die Ratewahrscheinlichkeit zu reduzieren. Zudem wird eine geringere Streuung der Messergebnisse erwartet. Somit besteht die eigentliche Aufgabe der Probanden zwar nicht in der Detektion einer Schwellenleuchtdichte, sondern in der Identifikation eines Sehdetails. Der zu erwartende Offset der erkannten Schwellen ist dann jedoch systematisch. Eine Abweichung von absoluten Schwellen wird toleriert. Für die Bestimmung des Kontrastes wird dabei im Rahmen der vorliegenden Arbeit aufgrund des Szenarios der Weberkontrast verwendet (vgl. Kapitel 2.3.1).

Um die Reliabilität der Messergebnisse prüfen zu können, wurde jeder Stimulus zweimal gezeigt. Der Stimulus galt als erkannt, wenn beide Durchgänge richtig genannt wurden. Um der geringeren Sehschärfe im mesopischen Bereich [Baer et al., 2016] Rechnung zu tragen, wurde ein Öffnungswinkel der Kreisöffnung des Landolttringes von  $13'$  gewählt. Dies entspricht in dieser Untersuchung einem Visus von 0,08. Nach aktueller Norm [DIN, 2009b] werden mesopische Kontrastuntersuchungen für straßenverkehrsbezogene Testungen mit einem Visus von 0,1 durchgeführt. Bei dem verwendeten geringeren Visus von 0,08 wird angenommen, dass keine Beeinflussung des Schwellenkontrastes aufgrund der reduzierten Sehschärfe unter den gegebenen Adaptationsbedingungen eintritt. Die Gesamtgröße des Sehzeichens betrug somit  $1,08^\circ$ . Das Sehzeichen wurde foveal dargeboten. Der Ort der Abbildung des Sehzeichens auf der Netzhaut sollte dabei, solange konstant gehalten, nicht von Bedeutung sein, da eine mögliche Zunahme des Streulichtes im Auge eine systematische, vom Darbietungsort unabhängige, Änderung darstellt. Dies gilt auch für die vom Umfeld differierende spektrale Verteilung des Sehzeichens auf dem LCD-Monitor. Auch hier gilt, dass eine mögliche Erhöhung der Schleierleuchtdichte auf den Einfluss des Spektrums der Blendquelle zurückgeführt wird und die spektrale Verteilung des Sehzeichens somit keinen Einfluss auf die Ergebnisse hat, solange der Parameter konstant gehalten wird.

Die Darstellung des Sehzeichens erfolgte auf einem LCD-Monitor, welcher direkt hinter dem Versuchsstand befestigt war (vgl. Kapitel 4.3.1). Die Öffnung in der Kugel für das Sehzeichen betrug  $1,5^\circ$ . Die Helligkeit des Monitors konnte über die Einstellung des Grauwertes (RGB) mit einer Auflösung von 256 Stufen variiert werden. In einer Voruntersuchung wurde eine maximale Leuchtdichte des Sehzeichens von  $L=0,75 \text{ cd/m}^2$  zum Erkennen des Sehzeichens bestimmt. Dies entspricht einem maximal darstellbaren Kontrast von 14. Der Kontrastbereich wurde mit 50 Stufen aufgelöst. Die Stufung der Kontraste ist in Abbildung 4.4 dargestellt. Die entsprechenden Werte sind in Anhang 3 abgebildet. Es zeigt sich, dass der Verlauf nicht linear ist. Die Stufung im unteren Bereich ist feiner als im oberen. Dies wird jedoch im Rahmen der Untersuchungen in Kauf genommen, da es sich hierbei um einen systematischen Effekt handelt. Zudem wird für die spätere Bildung von Mittelwerten (vgl. Kapitel 5.1.2) angenommen, dass der Verlauf zwischen benachbarten Kontraststufen linear ist und somit keine zusätzliche Korrektur nötig ist. Die Auflösung der Kontrastdarbietung wird ferner als hinreichend klein angenommen, um relevante Effekte des Spektrums der Blendquelle auf die Schleierleuchtdichte nachzuweisen.

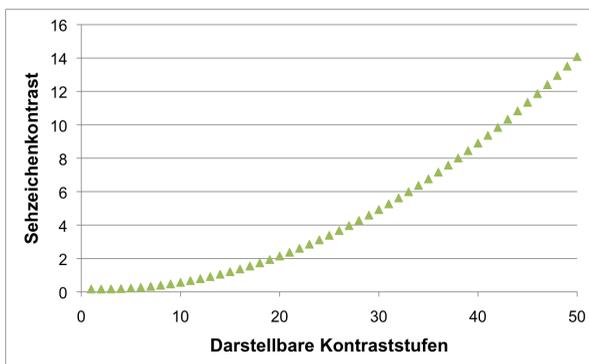


Abbildung 4.4: Stufung der darstellbaren Kontraste der Versuche

### 4.3.4 Ansteuerung der Geräte und Versuchssoftware

Die Ansteuerung der Versuchskomponenten (Taster für die Probanden, Lichtquelle OL490 und externer Monitor zur Darbietung der Sehzeichen) und die Programmierung der Versuchsumgebung erfolgte mit Matlab [Mat, 2017]. Für die Versuchsdurchführung war es von Bedeutung, dass alle Einstellungen und die Bedienung aller Geräte in einer Benutzeroberfläche durchgeführt werden können. Dementsprechend wurde ein Programm entwickelt, mit dem sowohl alle Versuchseinstellungen durchgeführt als auch die Geräte entsprechend angesteuert werden konnten.

Zugleich konnten innerhalb der graphischen Oberfläche die jeweiligen Messwerte der Probanden abgespeichert werden. Diese wurden dabei in eine für jeden Probanden erzeugte Tabelle zu Beginn jedes Versuchsdurchlaufes übertragen.

Um einen gleichen Versuchsablauf für alle Probanden zu gewährleisten, wurden zudem zwei Counter in die Benutzeroberfläche implementiert, welche die Dunkeladaptation von fünf Minuten und die Pause zwischen zwei aufeinanderfolgenden Stimuli anzeigten. Der Counter für die Pause zwischen zwei Reizen startete dabei automatisch nach Abbruch des jeweiligen Durchganges durch Betätigen des Tasters durch den Probanden.

Zudem wurde bei jedem Programmstart automatisch eine randomisierte Darbietungsliste der Stimuli erzeugt und in der graphischen Oberfläche angezeigt. Dies diente der Vermeidung von Reihenfolgeeffekten. Zusätzlich wurde eine Einstellmöglichkeit für die Richtung der Öffnung des Sehzeichens berücksichtigt. Diese konnte dabei randomisiert gezeigt oder vom Versuchsleiter selbst festgelegt werden. Letztere Einstellmöglichkeit wurde im Vorversuch genutzt. In den Hauptversuchen erfolgte die Darbietung des Sehzeichens randomisiert.

## 4.4 Blendstimuli

Um die in Kapitel 4.1 formulierten grundlegenden Annahmen überprüfen zu können, mussten sowohl schmalbandige als auch breitbandige Blendreize erzeugt werden. Die Reize wurden dabei in drei Bereiche untergliedert. Zum einen wurden schmalbandige Blendreize erzeugt, die jeweils nur einen kleinen Teil der sichtbaren Strahlung abdecken. Diese dienten der Ermittlung einer – additiv zusammengesetzten – spektralen Blendempfindlichkeitskurve (vgl. [Kierdorf, 2013]). Zum anderen wurden breitbandige Reize erzeugt. Diese wiederum wurden in synthetische breitbandige Spektren und reale Spektren unterteilt. Die synthetischen Spektren stimulierten dabei jeweils gezielt einen Rezeptortyp, um dessen Einfluss auf die Blendungsbewertung zu prüfen. Die realen Spektren dienten der Überprüfung der Übertragbarkeit der Ergebnisse sowie zum Vergleich mit früheren Arbeiten (vgl. [Niedling and Völker, 2017]).

### Schmalbandige Blendstimuli

Die Auswahl der schmalbandigen Blendstimuli erfolgte nach verschiedenen Vorgaben. Zum einen sollten diese den sichtbaren Wellenlängenbereich von 400–700 nm abdecken. Da die Flankensteilheit der Stimuli bedingt durch die Wahl des Durchgangsspaltes der Lichtquelle nur begrenzt eingestellt werden konnte (vgl. Kapitel 4.3.2), war es nicht möglich, aneinandergrenzende rechteckige Peaks zu erzeugen. Um jedoch den genannten Wellenlängenbereich möglichst vollständig abzubilden, wurden Stimuli mit einer Halbwertsbreite von 25 nm erzeugt. Somit wurde sichergestellt, dass diese sich nur geringfügig überlappen und der gesamte spektrale Bereich abgedeckt ist. Es ergaben sich elf schmalbandige Blendreize mit verschiedenen Peakwellenlängen (vgl. Abbildung 4.5 links und Tabelle 4.2).

Diese wurden zunächst auf eine annähernd gleiche Strahldichte eingestellt, um sie von der photometrischen Bewertung und somit einer vorgegebenen spektralen Empfindlichkeitskurve zu entkoppeln. Eine Einstellung auf gleiche Strahldichte führt dabei dazu, dass die erzeugten Beleuchtungsstärken der Blendreize differieren. Die Werte folgen dabei im Verhältnis der  $V(\lambda)$ -Kurve (vgl. Tabelle 4.2). Diese Auslegung der Blendreize wurde gewählt, um eine eigene Blendempfindlichkeitskurve mit elf Stützstellen aufzuzeichnen. Die Stimuli wurden dabei in Voruntersuchungen so ausgelegt, dass die Bewertung des hellsten Reizes (nahe dem Maximum der  $V(\lambda)$ -Kurve) für die Probanden noch akzeptabel ist. Tabelle 4.2 zeigt die gemessenen Hornhautbeleuchtungsstärken der Reize nach [Kierdorf, 2013]. Wie in Kapitel 3.1.2 dargelegt, ist eine spektrale Blendempfindlichkeitskurve dabei anscheinend abhängig von verschiedenen Untersuchungsparametern. Dies ist jedoch nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit und wird somit nicht weiter betrachtet. Der Fokus dieser Un-

tersuchung liegt vielmehr auf der Überprüfung der Anwendbarkeit der hier ermittelten spektralen Blendempfindlichkeit zur Blendungsbewertung breitbandiger Reize. Zusätzlich zu den Blenreizen mit gleicher Strahldichte wurden schmalbandige Reize mit annähernd gleicher Leuchtdichte (und aufgrund der identischen Blendquellengröße somit auch gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke) erzeugt. Die Ergebnisse dieser Reize dienen der Überprüfung der Ergebnisse der strahldichtegleichen Stimuli. Eine mögliche Verschiebung der Blendempfindlichkeit sollte sich auch bei Reizen mit gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke zeigen. Aufgrund von Überlappungen im mittleren Wellenlängenbereich wurden anstatt der vier Blendstimuli mit den Peakwellenlängen 517, 542, 568 und 592 nm zwei Stimuli mit Peakwellenlängen von 526 und 584 nm erzeugt (vgl. Tabelle 4.2). Die Höhe der Leuchtdichte der Stimuli wurde dabei durch die Höhe der Leuchtdichte des Reizes mit der Peakwellenlänge 414 nm begrenzt. Dieser Reiz limitiert aufgrund der geringen Gewichtung mit der  $V(\lambda)$ -Kurve die obere einstellbare Helligkeitsgrenze. Da die Darbietungen der strahl- und leuchtdichtegleichen Reize miteinander verglichen werden sollten, wurde der begrenzende Stimulus der strahldichtegleichen Reize als Referenz für die leuchtdichtegleichen Stimuli verwendet. Aufgrund der viel geringeren Strahldichten der zu erzeugenden leuchtdichtegleichen Reize im mittleren Wellenlängenbereich (bedingt durch die Gewichtung mit  $V(\lambda)$ -Kurve, die hier ihr Maximum besitzt) waren die Einstellmöglichkeiten in diesem Bereich technisch begrenzt. Durch die maximale Auflösung der Intensität pro Wellenlänge (vgl. Kapitel 4.3.2), den sehr großen Bereich der Strahldichte im Bereich des Maximums der  $V(\lambda)$ -Kurve und die begrenzte Genauigkeit des abbildenden Systems der Lichtquelle war eine exakt gleiche Einstellung der Reize technisch nicht realisierbar. Die Differenzen wurden jedoch als hinreichend klein betrachtet, um den Untersuchungsgegenstand nicht zu beeinflussen. Die neun Stimuli und deren jeweilige Hornhautbeleuchtungsstärke sind in Abbildung 4.5 rechts und in Tabelle 4.2 dargestellt.

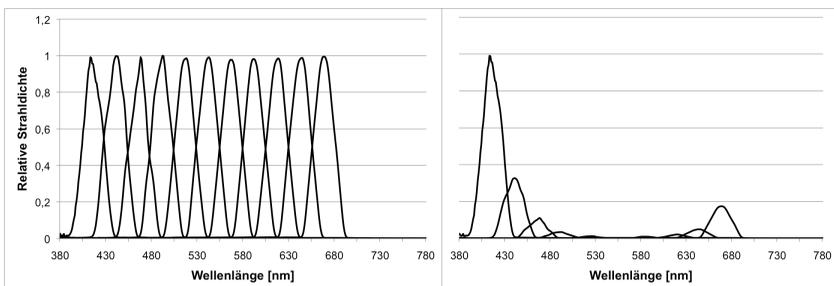


Abbildung 4.5: Schmalbandige Blendreize mit annähernd gleicher Strahldichte (links) und Leuchtdichte (rechts) nach [Kierdorf, 2013]

Tabelle 4.2: Peakwellenlänge (PWL) in nm und erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken in lx der Stimuli mit annähernd gleicher Strahl- und Leuchtdichte

|                          |      |      |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
|--------------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| PWL gleiche strahldichte | 414  | 442  | 468  | 492  | 517  | 542  | 568  | 592  | 618  | 644  | 668  |
| $E_{cornea}$ [lx]        | 0,06 | 0,12 | 0,39 | 1,27 | 3,12 | 4,88 | 4,88 | 3,80 | 1,37 | 0,78 | 0,29 |
| PWL gleiche leuchtdichte | 414  | 442  | 468  | 492  | 526  |      | 584  |      | 618  | 644  | 668  |
| $E_{cornea}$ [lx]        | 0,06 | 0,07 | 0,08 | 0,08 | 0,08 |      | 0,08 |      | 0,07 | 0,08 | 0,09 |

### Synthetische breitbandige Blendstimuli

Die synthetischen breitbandigen Stimuli wurden so ausgelegt, dass sie jeweils einen bestimmten Rezeptortyp gezielt stimulieren. Zudem sollten die spektralen Anteile außerhalb der angesprochenen Sensitivitätskurve auf geringem Niveau (im Vergleich zur Stimulation der Rezeptoren) mit dargeboten werden, um etwaige Interaktionen zwischen den verschiedenen Rezeptortypen zu berücksichtigen. Dabei sollten die *aufgefüllten* spektralen Anteile möglichst konstant gehalten werden, um keine zusätzliche Einflussgröße zu generieren. Mit diesen Blendreizen sollten zum einen die S-Zapfen und Stäbchen stimuliert werden, um die erhöhte Empfindlichkeit im kurzwelligen Strahlungsbereich zu untersuchen. Zudem sollte der chromatische Kanal /L-M/ mit betrachtet werden, da auch diesem ein Beitrag zur Erhöhung der Blendempfindlichkeit nachgesagt wird [Bodrogi et al., 2011]. Die Stimulation eines Rezeptortyps wird dabei als numerisches Integral der Faltung der jeweiligen Sensitivitätskurve des Rezeptors mit der spektralen Verteilung der Blendquelle dargestellt. Dazu werden die beiden Kurven miteinander multipliziert und anschließend das numerische Integral der entstehenden Kurve gebildet. Um die genannten Anforderungen zu erfüllen, mussten auch bei diesen Stimuli gezielt einzelne spektrale Bereiche erzeugt werden. Dabei zeigten sich zwei Eigenschaften des visuellen Systems.

1. Zum einen überschneiden sich die Empfindlichkeitskurven der Stäbchen und die der S-Zapfen in erheblichem Maße (vgl. roter Bereich in Abbildung 4.6). Eine gezielte Stimulation nur eines Rezeptortyps ist somit bei breitbandiger Auslegung der Blendreize nur bedingt realisierbar. Eine Stimulation der S-Zapfen führt somit auch zu einer Stimulation der Stäbchen und umgekehrt. Dem wurde durch eine möglichst schmalbandige Auslegung einzelner spektraler Bereiche begegnet. Da eine alleinige Erregung eines Rezeptortyps nicht möglich ist, wurde stattdessen darauf geachtet, die numerischen Integrale der jeweiligen Faltungen (und damit die Stimulation eines Rezeptortyps) möglichst weit zu differenzieren. Dieser Umstand ist dabei auch von Bedeutung für die Interpretation aller bisherigen Arbeiten zu diesem Thema. Reale breitbandige Blendspektren stimulieren in gewissen Grenzen immer beide Rezeptortypen, was bei der Interpretation der Befunde berücksichtigt werden muss.

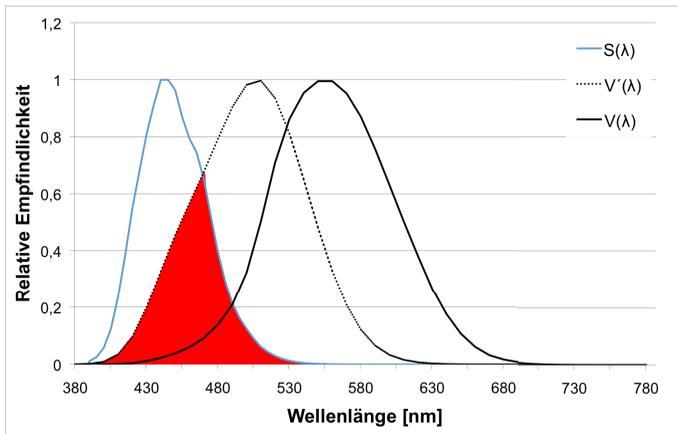


Abbildung 4.6: gemeinsame Schnittmenge der S-Zapfen und Stäbchen

- Zum anderen führt eine sehr schmalbandige Stimulation der S-Zapfen bei gleichem Niveau der *aufgefüllten* langwelligen spektralen Anteile aufgrund der niedrigen Bewertung am Rand der  $V(\lambda)$ -Kurve zu geringeren Leuchtdichten als zum Beispiel eine Stimulation der Stäbchen. Dies zeigen auch die erzeugten schmalbandigen Reize und deren stark differierenden Hornhautbeleuchtungsstärken bei gleicher Strahldichte bzw. den stark differierenden Strahldichten bei gleicher Leuchtdichte. Um gleiche Leuchtdichten zu erzielen, wäre ein erheblich überproportionaler Anteil des kurzwelligen Strahlungsanteils nötig, was die Ergebnisse gegebenenfalls verzerrt. Zum anderen sind die Einstellmöglichkeiten durch die verwendete Lichtquelle OL490 begrenzt (vgl. oben). Die entsprechenden *aufgefüllten* langwelligen spektralen Anteile mussten aus diesem Grund erhöht und teilweise angepasst werden. Die aufgefüllten spektralen Anteile differieren somit, was jedoch unter der Vorgabe einer gleichen Hornhautbeleuchtungsstärke der Stimuli nicht anderes realisierbar war.

Unter Berücksichtigung dieser Besonderheiten wurde bei der Erzeugung der Blendreize darauf geachtet, dass die Differenz der numerischen Integrale der Faltungen möglichst groß ausfällt. Bei der Erstellung des synthetischen Spektrums zur gezielten Stimulation der S-Zapfen (im Folgenden SWS-Spektrum genannt) war es möglich, den Bereich der  $V'(\lambda)$ -Kurve nur sehr gering anzuregen. So konnte eine möglichst große Differenz zum Blendreiz zur gezielten Stimulation der Stäbchen (im Folgenden Rods-Spektrum genannt) erzielt werden. Gleiches gilt für den chromatischen Kanal /L-M/ (im Folgenden /L-M/-Spektrum genannt). Auch hierzu sollte die Differenz der numerischen Integrale möglichst groß gehalten werden. Die Anregung dieses spektralen Anteils war somit begrenzt. Die Umsetzung dieses Kanals erfolgte

dabei rein rechnerisch mit den Empfindlichkeitskurven der M- und L-Zapfen, wobei im Ergebnis alle drei Zapfentypen in einem bestimmten Verhältnis stimuliert werden. Das Maximum des so ermittelten Spektrums liegt bei etwa 590 nm und damit nahe dem der L-Zapfen. Die Farbtemperatur beträgt 2758 K. Um für das SWS-Spektrum trotzdem eine mit den anderen Stimuli vergleichbare Leuchtdichte zu erreichen, wurde der spektrale Anteil nach dem Maximum des /L-M/-Spektrums – Peak bei etwa 600–680 nm, vgl. Abbildung 4.7 – erhöht. Die anschließenden langwelligen Anteile wurden nach Möglichkeit wieder auf ein gleiches Niveau für alle Stimuli ausgelegt. Mit den beiden anderen synthetischen Spektren wurde analog verfahren.

Zusätzlich zu den drei genannten synthetischen Spektren wurde das Spektrum zur Stimulation der S-Zapfen modifiziert. Da der Peak im kurzwelligen Bereich photometrisch nahezu unbewertet bleibt, wurde dieser variiert und der Einfluss auf die Leuchtdichte überprüft. Dabei zeigte sich, dass selbst bei vollständiger Absenkung dieses Peaks auf den Wert null die Leuchtdichte nur etwa 1,5 % abnahm. Dieses wurde durch entsprechende Erhöhung des mittel- und langwelligen Anteils (ab etwa 480 nm) ausgeglichen und das so erzeugte Spektrum als Kontrollspektrum zum S-Zapfen (im Folgenden SWS-0-Spektrum genannt) mit aufgenommen. Der Verlauf des SWS-Spektrums und des SWS-0-Spektrums ist dabei ab etwa 480 nm identisch (vgl. blauer und gelber Graph in Abbildung 4.7). Tabelle 4.3 zeigt die numerischen Integrale der vier Stimuli nach Faltung mit den Sensitivitätskurven der S-Zapfen und Stäbchen. Diese wurden dabei auf das numerische Integral der Leuchtdichte (für alle Reize gleich, da gleiche Leuchtdichte der Stimuli) normiert und stellen somit die relative Stimulation des jeweiligen Kanals dar.

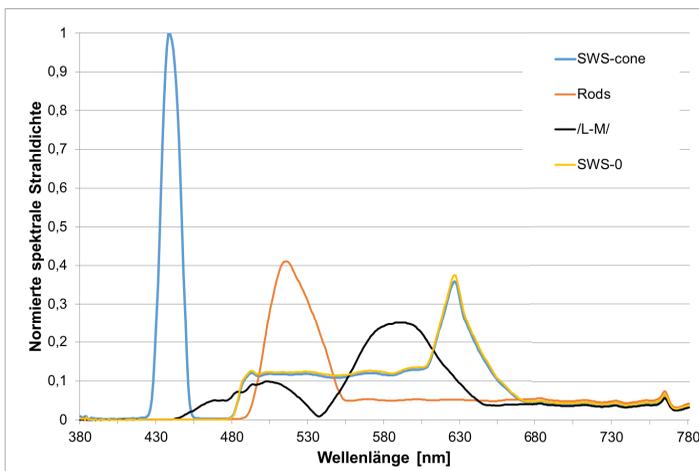


Abbildung 4.7: Synthetische Spektren zur gezielten Stimulation retinaler Photorezeptoren nach [Niedling and Völker, 2017]

Tabelle 4.3: Normierte numerische Integrale der Faltungen der synthetischen Spektren mit den Sensitivitätskurven der S-Zapfen und Stäbchen sowie deren CCT

| Spektren                                       | SWS  | Rods | /L-M/ | SWS-0 |
|--|------|------|-------|-------|
| $\int_{380}^{780} X_e * S(\lambda)d(\lambda)$  | 1,10 | 0,08 | 0,12  | 0,06  |
| $\int_{380}^{780} X_e * V'(\lambda)d(\lambda)$ | 0,90 | 1,02 | 0,48  | 0,57  |
| CCT [K]  | 7452 | —    | 2758  | 2884  |

Es zeigt sich, dass eine gezielte Stimulation der S-Zapfen sehr gut realisiert werden konnte. Die numerischen Integrale der Faltungen zeigen einen deutlichen Mindestunterschied um Faktor neun. Für die gezielte Stimulation der Stäbchen fällt dieser Faktor deutlich geringer aus. Aufgrund der Überlappung der Sensitivitätskurven der Stäbchen und S-Zapfen (vgl. Abbildung 4.6) war eine deutlichere Differenzierung nicht möglich. Die synthetischen Stimuli wurden auf die gleiche Leuchtdichte und somit auch eine gleiche erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärke eingestellt. In einem Vorversuch wurde hierbei eine Beleuchtungsstärke von 1 lx festgelegt, um die Bewertung dieser Reize auf der Mitte der verwendeten Skala abzubilden.

### Simulierte reale Spektren

Die Auswahl der simulierten realen Spektren wurde nach verschiedenen Kriterien getroffen. Vor dem Hintergrund des zunehmenden Einsatzes von LEDs in der Straßenbeleuchtung sollte dabei zum einen die Blendwirkung von LEDs mit der Blendwirkung konventioneller Lampen unter exakt konstanten Bedingungen verglichen werden. Zum anderen sollte überprüft werden, ob sich die Störwirkung von LEDs mit unterschiedlicher ähnlichster Farbtemperatur unterscheidet, da sich auch deren Anteil kurzweiliger Strahlung im Spektrum unterscheidet. Somit waren das Spektrum einer warmweißen LED mit 3000 K und einer kaltweißen LED mit 6500 K für die Untersuchung gesetzt. Mit den weiteren Testspektren sollte ein möglichst großer Bereich der Stimulation der Rezeptortypen abgedeckt werden. Um dies zu prüfen, wurden die numerischen Integrale der Faltungen verschiedener Lampenspektren mit den jeweiligen Empfindlichkeitskurven der Rezeptoren gebildet (analoges Vorgehen zu oben).

Basierend auf diesen Daten wurden zu den zu verwendeten LED-Spektren ein Glühlampenspektrum mit 2528 K (im Folgenden als IL bezeichnet), das Spektrum einer Natriumdampfhochdrucklampe (im Folgenden als HPS bezeichnet) und das Spektrum einer Leuchtstofflampe mit 3724 K (im Folgenden als FL bezeichnet) für die Untersuchung ausgewählt. Die Werte der numerischen Integrale der jeweiligen Faltungen sind in Tabelle 4.4 abgebildet. Die realisierten spektralen Verteilungen sind in Abbildungen 4.8 dargestellt. Aufgrund des abbildenden Systems des OL490 (vgl.

oben) war auch hier die Genauigkeit der Nachbildung der Spektren begrenzt (Flankensteilheit). Die realisierten spektralen Verteilungen wurden jedoch als hinreichend genau für die Untersuchung betrachtet, zumal der integralen Stimulation der einzelnen Rezeptoren eine entscheidende Bedeutung beigemessen wird, welche von der Steilheit der Flanken unberührt bleibt.

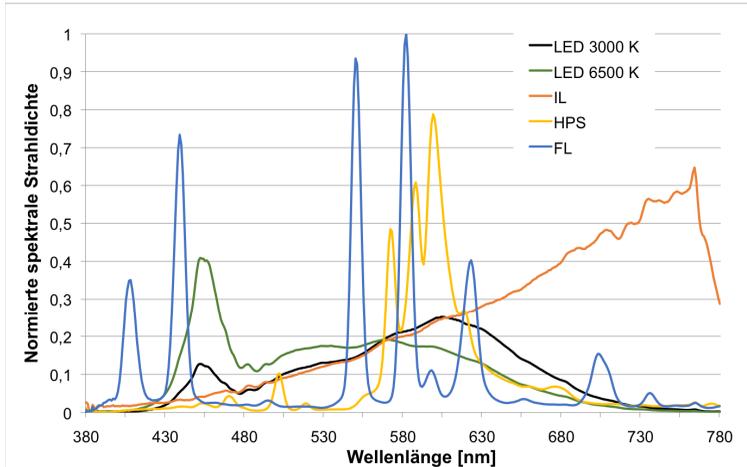


Abbildung 4.8: Simulierte reale Spektren nach [Niedling and Völker, 2017]

Tabelle 4.4: Normierte numerische Integrale der Faltungen der simulierten realen Spektren mit den Sensitivitätskurven der S-Zapfen und Stäbchen sowie deren CCT

| Spektren  | LED 6.500 K | LED 3.000 K | HPS  | IL   | FL   |
|---|-------------|-------------|------|------|------|
| $\int_{380}^{780} X_e * S(\lambda) d(\lambda)$  | 0,59        | 0,21        | 0,05 | 0,13 | 0,43 |
| $\int_{380}^{780} X_e * V'(\lambda) d(\lambda)$ | 0,94        | 0,56        | 0,20 | 0,49 | 0,45 |
| CCT [K]   | 6500        | 3000        | —    | 2528 | 3724 |

Es zeigt sich, dass das HPS-Spektrum die S-Zapfen nur sehr gering anregt. Die Spektren der Glühlampe und der 3000 K-LED sind im mittleren Wellenlängenbereich nahezu gleich. Hier gibt es lediglich im kurz- und langwelligen Bereich Abweichungen. Dies äußert sich auch in einer vergleichbaren Erregung der Stäbchen durch diese Spektren. In der gleichen Größenordnung bewegt sich dabei auch die Leuchtstofflampe. Den größten Anteil kurzwelliger Strahlung (Stimulation der S-Zapfen) weisen die 6500 K-LED und die Leuchtstofflampe auf. Letztere sollten somit nach den aufgestellten Hypothesen die größte Störwirkung hervorrufen. Diese Betrachtungen sind dabei nur relativ und berücksichtigen nicht die absolute Empfindlichkeit der Rezeptoren. Auch diese Reize wurden auf die gleiche Hornhautbeleuchtungsstärke von 1 lx eingestellt (vgl. oben).

Im Versuchsteil zum Einfluss des Umfeldspektrums auf die Blendung wurden exemplarisch schmal- und breitbandige Spektren gezeigt. Aus diesem Grund wurde hier ein breiter Durchgangsspalt für die Lichtquelle OL490 verwendet, was die Abbildungsgenauigkeit der Spektren beeinflusst (vgl. Kapitel 4.3.2). In diesem Versuchsteil wurden ferner abweichende Einstellungen für die breitbandigen Spektren verwendet. Die ähnlichste Farbtemperatur unterschied sich von den in Tabelle 4.4 genannten Spektren, was jedoch für den untersuchten Parameter Umfeldbeleuchtung unerheblich ist. Die CCT der warmweißen LED betrug 3400 K, die der kaltweißen 7800 K.

## 4.5 Vorversuch

Für Probandenversuche empfiehlt es sich, vor Beginn der eigentlichen Versuchsreihe einen Vorversuch durchzuführen. Dabei können sowohl Versuchsabläufe überprüft als auch zu erwartende Effekte abgeschätzt werden. Ferner sollten vor der Durchführung der Hauptversuche mögliche Störvariablen identifiziert werden, welche die Qualität der zu erhebenden Daten beeinflussen können. Für den Vorversuch, welcher im Rahmen einer Abschlussarbeit [Kierdorf, 2013] durchgeführt wurde, wurden folgende Fragestellungen identifiziert:

1. Hängt der Schwellenkontrast des verwendeten Sehzeichens von der Richtung der Öffnung ab? Da der Landoltring sowohl nach oben als auch nach unten geöffnet erscheinen kann, ergibt sich ein unterschiedlicher Abstand zwischen der Öffnung des Sehzeichens und der Blendquelle. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass ein nach oben geöffneter Ring aufgrund des geringeren Abstandes zur Blendquelle später erkannt wird als ein nach unten geöffneter.
2. Werden weitere Störvariablen identifiziert und eignet sich das Versuchsdesign für die Durchführung der Untersuchung?

Um dies zu testen, wurde für den Vorversuch ein entsprechendes Versuchsdesign konzipiert. Zur Klärung der ersten Frage wurde in das Programm zur Versuchsdurchführung die Möglichkeit eingebaut, die Position der Öffnung des Landoltringes manuell festzulegen (vgl. Kapitel 4.3.4). Somit konnten im Vorversuch gezielt verschiedene Positionen gezeigt und die zum Erkennen notwendigen Kontraste untersucht werden. Der Landoltring wurde dabei für jeden Blendreiz nach oben, unten, rechts und links geöffnet gezeigt. Um den Leuchtdichtebereich der verwendeten Stimuli abzubilden, wurden für die Voruntersuchung die beiden am Rand der  $V(\lambda)$ -Kurve (Peakwellenlänge 414 nm und 669 nm) sowie ein Reiz in der Mitte des gezeigten Bereiches (Peakwellenlänge 542 nm) gezeigt (vgl. Kapitel 4.4). Um eine Aussage über die Güte der Messwerte zu erhalten, wurde jeder Stimulus zweimal gezeigt.

Die Darbietungsreihenfolge der Reize wurde randomisiert. Acht Probanden (2 weiblich, 6 männlich) im Alter von 24 bis 29 Jahren nahmen an dem Vorversuch teil (vgl. Kierdorf ebd.).

## **Ergebnisse**

Für den Schwellenkontrast wurde ein signifikanter Einfluss der Öffnungsrichtung gefunden. Es zeigte sich eine signifikante Erhöhung des benötigten Kontrastes für den nach oben geöffneten Landoltring. Die Öffnungen nach rechts, links und unten zeigten keine signifikanten Abweichungen. Dementsprechend wurde davon ausgegangen, dass alle Positionen unterhalb der horizontalen Öffnungen (rechts und links) gleichermaßen erkannt werden. Im Hauptversuch wurden aus diesem Grund die Öffnungspositionen oben, rechts oben und links oben nicht gezeigt. Somit ergaben sich als mögliche Richtungen des Landoltringes die Positionen rechts, rechts unten, unten, links unten und links. Damit erhöht sich zwar die Ratewahrscheinlichkeit von 0,125 auf 0,2, was jedoch immer noch als akzeptabler Wert betrachtet wird.

Ferner zeigte der Vorversuch, dass sich das gewählte Versuchsdesign für die Untersuchung eignet. Der gewählte Bereich der gezeigten Blendreize konnte bestätigt werden. Die Ergebnisse der Voruntersuchung wurden für die Durchführung der Hauptstudien entsprechend implementiert.

## **4.6 Spezifikation des Versuchsdesigns und Versuchsdurchführung**

### **4.6.1 Arbeitshypothesen und experimentelles Design**

Im Folgenden werden zunächst die Hypothesen für die Versuchsreihen spezifiziert. Diese werden dabei als Arbeitshypothese und nicht als Nullhypothese formuliert, da deren Überprüfung teilweise indirekt erfolgt. Die Nummerierung erfolgt fortlaufend.

Tabelle 4.5: Festlegung der Arbeitshypothesen

- 
- H1 Das Spektrum einer Blendquelle beeinflusst das subjektive Blendempfinden.
  - H2 Bei erhöhtem Anteil kurzweiliger Strahlung erhöht sich bei gleicher Leuchtdichte der Blendquelle die Blendungsbewertung.

- H3 Die Blendungsbewertung breitbandiger Blendreize erhöht sich bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung bis zu 1,5 Skaleneinheiten auf einer neunstufigen Skala.
  - H4 Die Stimulation der S-Zapfen determiniert die Erhöhung der Blendungsbewertung bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung.
  - H5 Eine durch Darbietung schmalbandiger Blendreize ermittelte additiv zusammengesetzte spektrale Blendempfindlichkeitskurve zeigt gegenüber der  $V(\lambda)$ -Kurve eine erhöhte Empfindlichkeit im kurzwelligen Strahlungsbereich.
  - H6 Eine durch Darbietung schmalbandiger Blendreize ermittelte additiv zusammengesetzte spektrale Blendempfindlichkeitskurve eignet sich nicht zur Vorhersage der Störwirkung breitbandiger Blendreize.
  - H7 Das Spektrum der Umfeldbeleuchtung beeinflusst die Blendungsbewertung farbiger Blendreize.
  - H8 Das Spektrum einer Blendquelle beeinflusst nicht die Kontrastwahrnehmung eines foveal dargebotenen Sehzeichens.
  - H9 Das Spektrum einer Blendquelle beeinflusst den Pupillendurchmesser.
- 

Um diese Annahmen zu prüfen und den Einfluss der spektralen Verteilung einer Blendquelle systematisch zu untersuchen, wurde eine Laborstudie konzipiert (vgl. Kapitel 4.2). Den Probanden wurde dabei ein homogenes Umfeld mit  $2\pi$ -Geometrie und einer Umfeldleuchtdichte von  $L_{ad}=0,05 \text{ cd/m}^2$  dargeboten. Das Spektrum der Umfeldbeleuchtung war zwischen LED 3400 K und HPS umschaltbar. Unter einem Winkel von  $4^\circ$  vertikal nach oben versetzt wurde eine  $0,23^\circ$  große Blendquelle gezeigt. Die Blendreize wurden dabei mit einer spektral frei einstellbaren Lichtquelle erzeugt. Drei verschiedene Blendreizgruppen (schmal- und zweimal breitbandig) wurden generiert und den Probanden gezeigt. Dabei wurde bei den breitbandigen Reizen darauf geachtet, dass diese jeweils die gleiche Hornhautbeleuchtungsstärke von  $E_{\text{Cornea}}=1 \text{ lx}$  erzeugen. Foveal wurde ein Sehzeichen (Landoltring) mit einem Öffnungswinkel von  $13'$  gezeigt, wobei die Öffnungen nur auf oder unterhalb der vertikalen Achse gezeigt wurden. Aufgabe der Probanden war es zum einen, die Öffnung des Sehzeichens unter Blendung zu erkennen. Das Sehzeichen wurde dabei mit ansteigendem Kontrast gezeigt. Zum anderen sollten die Probanden die Störwirkung durch die Blendquelle beurteilen.

Startete der Versuchsleiter eine Reizdarbietung, wurden die Blendquelle und das zu erkennende Sehzeichen gleichzeitig eingeschaltet. Erkannte der Proband die Öffnung des Landoltringes, musste er einen Taster in seiner Hand betätigen, um die Darbietung zu stoppen. Dabei wurden sowohl die Blendquelle als auch das Sehzeichen gleichzeitig ausgeschaltet. Anschließend musste der Proband dem Versuchsleiter die Öffnung des Landoltringes mitteilen. Falsche Nennungen führten zum Ausschluss des Messwertes. Zudem musste die jeweils subjektiv empfundene Störwirkung durch die Blendquelle angegeben werden. Dazu diente eine in der Halbkugel befestigte Bewertungsskala als Referenz (vgl. Kapitel 4.3.1).

Sobald der Proband den Durchlauf durch Betätigen des Tasters stoppte, startete im Versuchsprogramm automatisch ein Counter von 40 Sekunden als Pause zwischen den Blendreizen. Die Pausenzeit wurde festgelegt, um eine optimale Versuchsdurchführung zu gewährleisten und den Probanden zwischen den Blendreizen eine entsprechende Pause zu ermöglichen. Diese Zeit wird als hinreichend für die Readaptation betrachtet, da Völker [Völker, 2005] für höhere Hornhautbeleuchtungsstärken als die in dieser Untersuchung verwendeten Readaptationszeiten von unter sechs Sekunden zeigte.

Alle Stimuli wurden jeweils zweimal gezeigt, um die Retest-Reliabilität der Messdaten überprüfen zu können. In der ersten Versuchsreihe wurde zudem der Reiz mit der Peakwellenlänge von 492 nm (vgl. Kapitel 4.4) während des Versuchsdurchlaufes viermal gezeigt [Kierdorf, 2013]. Dabei erfolgte jeweils eine Darbietung zu Beginn und am Ende des Versuches und zwei weitere über die Versuchsdauer verteilt. Dies diente der Überprüfung, ob und gegebenenfalls in welcher Höhe eine Erhöhung der Blendempfindlichkeit über die Versuchsdauer festzustellen ist.

Durch die gewählten Methoden war es möglich, sowohl die physiologische als auch die psychologische Blendung gleichzeitig zu erheben. Da die Schwierigkeit beider Aufgabenteile als sehr gering eingestuft wird und deren Bearbeitung nacheinander erfolgt, ist nicht von einer gegenseitigen Beeinflussung der Teilaufgaben auszugehen. Zudem bietet sich somit die Möglichkeit, in einem Versuch unter konstanten Bedingungen beide Größen gleichzeitig zu erheben und miteinander zu vergleichen. Teile des Versuchsdesigns wurden im Rahmen der Vorveröffentlichungen dieser Arbeit (vgl. Anhang) bereits publiziert.

## **4.6.2 Versuchsdurchführung**

Im Rahmen dieser Arbeit wurden drei Versuchsreihen durchgeführt. Dabei wurden im ersten Versuch die verschiedenen schmalbandigen Reize dargeboten. Die Erhebung dieser Daten erfolgte im Rahmen einer Abschlussarbeit am Lehrstuhl [Kierdorf, 2013]. Im zweiten Versuch wurde der Einfluss der spektralen Verteilung des

Umfeldes untersucht, wobei exemplarisch schmal- und breitbandige Reize gezeigt wurden. In der dritten Versuchsreihe wurden die verschiedenen breitbandigen Reize gezeigt. Hierbei wurde auch die Pupillenweite als zusätzliche abhängige Variable erhoben. Im Folgenden ist der Ablauf aller Versuchsreihen beschrieben.

### **Sehtest**

Um zu garantieren, dass die Datenerhebungen nicht durch Fehlsichtigkeiten der Versuchspersonen beeinflusst werden, wurde vor Versuchsbeginn ein Sehtest durchgeführt. Es wurde zudem darauf geachtet, dass die Probanden keine Sehhilfe tragen, um zusätzliche Streueffekte an korrigierenden Medien auszuschließen. Für den Sehtest wurde das Sehtestgerät "Binoptometer 4P" der Firma Oculus verwendet [Ocu, 2017]. Dieses ermöglicht die Überprüfung verschiedener Sehfunktionen in einem Gerät. Aufgrund der verschiedenfarbigen Blendreize musste eine Farbfehlsichtigkeit ausgeschlossen werden. Ferner kann ein beeinträchtigtes Auflösungsvermögen die Kontrastuntersuchungen verfälschen. Aus diesem Grund wurden für diesen Versuch die foveale Sehschärfe (Visusbestimmung mittels Landoltring), das Farbsehen (Ishihara-Test) und das Dämmerungssehen mit und ohne Blendung überprüft. Das Mindestkriterium für die Sehschärfe wurde auf  $\text{Visus} \geq 0,8$  festgelegt. Bestand ein Proband einen der Sehtests nicht, führte dies zum Ausschluss vom Versuch. Der Sehtest wurde im schwarzen Labor der Untersuchung durchgeführt. Die Prüfung erfolgte binokular. Die Dauer des Sehtests betrug ca. 3–4 Minuten.

### **Versuchsablauf**

Nachdem der Sehtest absolviert wurde, nahmen die Probanden ihren Platz am Versuchsstand ein. Das Licht im schwarzen Labor war dabei die ganze Zeit ausgeschaltet. Anschließend startete der Versuchsleiter eine festgelegte Adaptationszeit von 5 Minuten im Versuchsprogramm. In dieser Zeit wurden die Probanden mit dem Versuchsablauf vertraut gemacht. Dazu wurden ihnen vom Versuchsleiter die Instruktionen vorgelesen und eventuelle Fragen beantwortet. Die Instruktionen wurden im Vorfeld niedergeschrieben und waren somit für jeden Probanden gleich. Im Anschluss wurden die Kontrastschwellen der Probanden ohne Blendung bestimmt. In den ersten beiden Versuchen wurde diese für jeweils elf Probanden ermittelt, in der dritten Versuchsreihe für alle. Anschließend wurden vier Probedurchläufe durchgeführt, um die Probanden mit dem Handling und dem Bereich der Stimuli vertraut zu machen. Dazu wurden jeweils die hellsten und dunkelsten Stimuli gezeigt. Die Probanden wurden darauf hingewiesen, dass sich alle Teststimuli in diesem Bereich bewegen. Nach Ablauf der Adaptationszeit wurde mit dem eigentlichen Versuch begonnen. Die Stimuli wurden jeweils zu Beginn des Versuches randomisiert, um Reihenfolgeeffekte zu vermeiden (vgl. oben).

Die Versuchsreihe zum Einfluss der spektralen Verteilung des Umfeldes erfolgte analog zu den beiden anderen Versuchsreihen. Die beiden untersuchten Umfeldbedingungen wurden jeweils nacheinander untersucht. Die Reihenfolge der Darbietung der Umfeldspektren wurde randomisiert. Die Stimuli innerhalb einer Umfelddarbietung wurden wieder jeweils zweimal dargeboten und ebenfalls randomisiert. Zwischen den Durchgängen wurde eine Adaptationspause von drei Minuten gewährt. Die reine Versuchsdauer der drei Versuchsreihen betrug in Abhängigkeit der gezeigten Stimuli zwischen 15 und 45 Minuten.

### 4.6.3 Probandenkollektive

Für jeden Versuchsteil wurde eine Probandenanzahl von 30 angestrebt, da nach dem zentralen Grenzwerttheorem ab dieser Zahl zu erwarten ist, dass sich die Verteilungen der Mittelwerte einer Normalverteilung nähern. Die Versuchsteilnehmer waren jeweils Studierende und Angestellte der Technischen Universität Berlin. Aufgrund von zu erwartenden Alterseffekten bei Blendung wurden die Versuche mit altershomogenen Probandengruppen durchgeführt, zumal die Ergebnisse bisheriger Arbeiten hierzu nicht konsistent sind [Böhm, 2012]. Alle Probanden waren fachfremd und wurden nicht über den jeweiligen Untersuchungsgegenstand informiert. Für die Teilnahme an den Versuchen wurde eine Aufwandsentschädigung in Abhängigkeit der Versuchsdauer zwischen 10 € und 15 € gezahlt. Tabelle 4.6 zeigt eine Übersicht der Probanden aller Versuchsteile.

Tabelle 4.6: Übersicht über die Versuchsteilnehmer der drei Versuchsreihen

|           | Gesamtzahl der Probanden | davon männlich | davon weiblich | Altersverteilung | MW   |
|-----------|--------------------------|----------------|----------------|------------------|------|
| Versuch 1 | 27                       | 22             | 5              | 21–35            | 26,4 |
| Versuch 2 | 29                       | 18             | 11             | 19–30            | 25,8 |
| Versuch 3 | 37                       | 22             | 15             | 18–32            | 25,3 |



# Kapitel 5

## Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Untersuchungen vorgestellt. Dabei wird zuerst die Güte der erhobenen Daten betrachtet. Im Anschluss daran werden die Ergebnisse entsprechend der bisherigen Unterteilung von Blendung in psychologische und physiologische Blendung gezeigt. Dabei werden zuerst die Befunde der schmalbandigen Stimuli mit gleicher Strahl- und Leuchtdichte betrachtet. Daran anknüpfend werden die Ergebnisse der breitbandigen Spektren gezeigt. Abschließend wird eine Zusammenfassung der Befunde gegeben.

### 5.1 Güte der erhobenen Daten und statistisches Verfahren

#### 5.1.1 Datenbereinigung

Im ersten Schritt der Auswertung wurde jeweils die Güte der Daten überprüft und die Datensätze wurden bereinigt. Dazu wurden von allen erhobenen Datensätzen Boxplots erstellt, um Ausreißer zu identifizieren. Diese wurden von den betreffenden Datensätzen ausgeschlossen. Tabelle 5.1 gibt einen Überblick über die jeweils erhobenen Daten und die Anzahl der Ausreißer pro Erhebung. Es zeigt sich, dass nur sehr wenige Datensätze ausgeschlossen wurden. Die Güte der Daten ist somit als hoch einzuschätzen.

Tabelle 5.1: Anzahl der Ausreißer aller Versuchsdurchgänge

| Versuchsreihe | Anzahl Datensätze | Ausreißer | Anteil in % |
|---------------|-------------------|-----------|-------------|
| Versuch 1     | 2592              | 6         | 0,002       |
| Versuch 2     | 1856              | 6         | 0,003       |
| Versuch 3     | 1332              | 3         | 0,002       |

## 5.1.2 Reliabilität

Im zweiten Schritt der Auswertung wurde die Zuverlässigkeit des Erhebungsverfahrens überprüft. Da hierfür in jeder Erhebung alle Stimuli in randomisierter Reihenfolge zweimal dargeboten wurden (vgl. Kapitel 4.6.1), kann eine Korrelation der Daten zu beiden Messzeitpunkten bestimmt werden. Dazu wurden für jeden Teilversuch beide Durchgänge der Blendungsbewertungen und der erhobenen Kontrastschwellen aller Stimuli miteinander verglichen. In Tabelle 5.2 sind die Werte der Reliabilität nach Cronbachs-Alpha dargestellt. Es zeigt sich jeweils eine sehr gute Übereinstimmung der beiden Messzeitpunkte. Dies erlaubt die Bildung eines Mittelwertes aus beiden Darbietungen. Im weiteren Verlauf der Auswertung wurde mit den arithmetischen Mittelwerten gerechnet.

Tabelle 5.2: Retestreliabilität nach Cronbachs-Alpha für alle Versuchsdurchgänge

| Versuchsreihe | Blendungsbewertung | Schwellenkontrast |
|---------------|--------------------|-------------------|
| Versuch 1     | 0,93               | 0,91              |
| Versuch 2     | 0,88               | 0,95              |
| Versuch 3     | 0,82               | 0,79              |

## 5.1.3 Prüfung der Verteilung der Daten

Im nächsten Schritt der Auswertung wurden die abhängigen Variablen hinsichtlich der Normalverteilung überprüft ([Bühner and Ziegler, 2017], [Sedlmeier and Renke-witz, 2008]). Aufgrund der Stichprobengrößen von unter 50 erfolgte die Prüfung mit dem Shapiro-Wilk-Test [Brosius, 2011]. Dabei zeigten vor allem in der ersten Versuchsreihe einzelne Datensätze eine Abweichung von der Normalverteilung. Alle abweichenden Datensätze wurden zusätzlich einer Sichtprobe unterzogen (Histogramm und Q-Q-Plots).

Die Prüfung der Histogramme zeigte, dass die Abweichungen von der Normalverteilung entweder durch eine Kurtosis oder eine schiefe Verteilung verursacht werden. Vor allem die Daten der schmalbandigen leuchtdichtegleichen Stimuli zeigten eine linksschiefe (positive) Verteilung und somit eine Verschiebung des Maximums zum unteren Rand der verwendeten Skala bei der Blendungsbewertung bzw. anscheinend zur Kontrastschwelle ohne Blendung. Dies deutet auf einen Bodeneffekt in der Erhebung hin. Grund hierfür könnten die im Vergleich geringen Leuchtdichten dieser Blendstimuli sein. Die Abbildungen A.3 und A.4 in Anhang 4 zeigen beispielhaft die Histogramme eines schmalbandigen leuchtdichtegleichen Reizes mit den größten Abweichungen von der Normalverteilung. Die jeweilige graphische Überprüfung der Abweichung von der Normalverteilung mittels Q-Q-Plot zeigte für alle Stimuli eine

hinreichend gute Übereinstimmung der Daten mit den erwarteten Werten einer Normalverteilung (vgl. Abbildungen 7.5 und 7.6 in Anhang 5 als Worst Case-Beispiel mit der größten Abweichung). Im weiteren Verlauf der Auswertungen wurden somit alle Reize als normalverteilt betrachtet. Dies erlaubt die Verwendung parametrischer Testverfahren (Varianzanalyse). Der festgestellte Bodeneffekt wird im Verlauf der Auswertung weiter betrachtet.

### 5.1.4 Einfluss der Versuchsdauer

Zur Überprüfung der Auswirkung der Versuchsdauer auf die Blendungsbewertung wurde in der ersten Datenerhebung (zugleich die mit der längsten Versuchsdauer) ein Reiz (mit der Peakwellenlänge 492 nm) als Kontrollreiz viermal verteilt über die gesamte Versuchsdauer dargeboten (vgl. Kapitel 4.6). Der Stimulus wurde dabei am Anfang und am Ende jeder Versuchsdurchführung sowie zweimal verteilt über die Versuchsdauer gezeigt. Abbildung 5.1 zeigt den Mittelwert des Reizes über die vier Erhebungszeitpunkte.

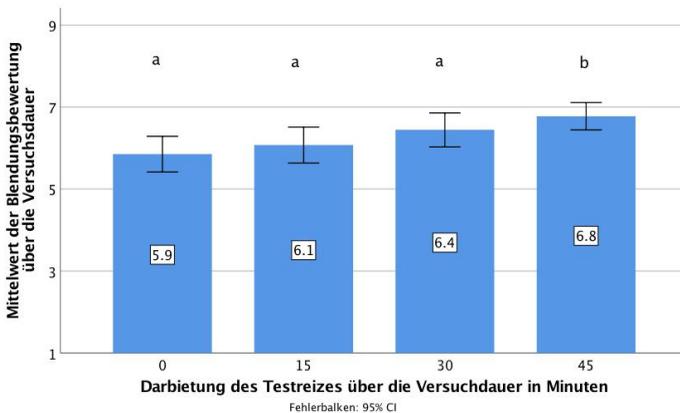


Abbildung 5.1: Anstieg der Blendungsbewertung über die Versuchsdauer nach [Kierdorf, 2013]

Die Varianzanalyse zeigt, dass die Blendungsbewertung von der Versuchsdauer abhängt ( $F(3,78)=10.110$ ,  $p<.001$ , partielles  $\eta^2=.280$ ,  $n=27$ ). Paarweise Vergleiche zeigen, dass sich der letzte Reiz von den beiden ersten signifikant unterscheidet. Die ersten drei Reize unterscheiden sich dagegen nicht. Wie erwartet, steigt die Blendempfindlichkeit mit zunehmender Versuchsdauer an. Dabei erhöht sich der Mittelwert der Bewertung nahezu linear um insgesamt 0,9 Skaleneinheiten (erster bis letzter Reiz). Es müsste demnach berücksichtigt werden, dass die in den letzten Minuten gezeigten Reize aufgrund der Versuchsdauer als störender bewertet wurden. Da jedoch die Stimuli in randomisierter Reihenfolge präsentiert wurden, wird davon

ausgegangen, dass dieser Effekt keine Auswirkung auf die Messwerte hat. Die hohe Retestreliabilität der beiden Messreihen (vgl. oben) bestätigt diese Annahme.

### 5.1.5 Fehler- und Messunsicherheitsbetrachtung

Die photometrischen Werte in dieser Arbeit wurden während der Versuche fortlaufend kontrolliert. Aufgrund der Degradation der Lampe des OL490 [Schäfer, 2011] erfolgte zudem täglich vor Versuchsdurchführung eine Kalibrierung der Geräte. Im Verlauf von etwa acht Stunden degradierte die Lampe um ca. 1 %, was als Abweichung über den Tag toleriert wurde. Im Folgenden wird eine Übersicht über die Messunsicherheit gegeben.

Die Hornhautbeleuchtungsstärke durch die Blendquelle wurde mit dem Digital-Luxmeter Minilux der Klasse B der Firma MX-Electronic gemessen. Die Unsicherheit des Messwertes ist somit nach [DIN, 2017] kleiner als 10,0 %. Für die Messung wurde eine mechanische Halterung konstruiert, die an der Kopfstütze des Versuchstandes befestigt werden konnte. Für die Ausrichtung des Messkopfes ergibt sich bei einer angenommenen maximalen Verkippung von  $2^\circ$  eine Messunsicherheit durch die Cosinuskorrektur kleiner 0,001 %. Diese wird im Rahmen der Betrachtungen vernachlässigt. Als Unsicherheit für den Abstand zwischen Messkopf und Blendquelle ergibt sich nach dem quadratischen Entfernungsgesetz [Gall, 2007] bei einer angenommenen Toleranz von 0,5 cm auf die Gesamtstrecke von 75 cm ein Wert von 1,3 %. Mit einem angenommenen coverage factor (Erweiterungsfaktor, [JCGM, 2008]) von  $k=2$  ergibt sich somit für die Anordnung des Messgerätes eine erweiterte Unsicherheit des Messwertes von 2,6 %. Zudem fließt in den Messwert Streulicht aus der halben Ulbrichtschen Kugel mit ein. Dieser Anteil wurde durch Messung des Streulichtes bei Abschattung des direkten Anteils der Blendquelle mit 2,5 % vom Messwert bestimmt. Hierbei handelt es sich um einen systematischen Fehler, der bei der Messunsicherheit des Messgerätes berücksichtigt wird und somit nicht zusätzlich in das Messunsicherheitsbudget einfließt. Zusätzliches Streulicht im Versuchstand durch eine mögliche Aufhellung des Raumes konnte messtechnisch nicht nachgewiesen werden. Der Streulichtanteil der Messungen wurde bei den angegebenen Hornhautbeleuchtungsstärken entsprechend korrigiert. Aufgrund der konstanten Temperatur im Versuchsraum ( $21^\circ \pm 1,5^\circ$ ), welche nahe an der Kalibriertemperatur des Messgerätes liegt, werden temperaturbedingte Abweichungen der Messwerte vernachlässigt. Unter Berücksichtigung der getroffenen Annahmen liegt die Toleranz der Messung der Hornhautbeleuchtungsstärke (inklusive der Degradation der Lampe) bei 13,6 %.

Die Messung der spektralen Strahldichten erfolgte mit dem Spektralradiometer CS-2000A der Firma Konica-Minolta. Die Unsicherheit des Messwertes bei Umgebungstemperaturen von  $23^\circ \pm 2^\circ$  wird herstellereitig mit 2,0 % angegeben. Temperaturab-

hängige Effekte werden ebenfalls nicht erwartet. Die Messungen erfolgten ca. 30 Minuten nach dem Einschalten des Messgerätes, wodurch eine stabile Messung sichergestellt wurde. Als Messwinkel wurden  $0,2^\circ$  festgelegt, um die Blendquelle ( $0,23^\circ$ ) möglichst großflächig auf dem Messfeld abzubilden. Die Ausrichtung erfolgt dabei mittig in der Blendquelle, sodass von dieser ein gleichverteilter Rand um den Messfleck sichtbar war. Für den verwendeten Messwinkel wird herstellerseitig zusätzlich ein Polarisationsfehler von 3 % angegeben. Die Messung der Strahldichte erfolgte auf Augenhöhe der Probanden. Das Spektralradiometer war dazu dauerhaft auf einem Stativ befestigt. Als Unsicherheit für die Anordnung des Messgerätes (angenommene maximale Verkipfung von  $2^\circ$  in horizontaler Ebene) wird ein Wert von 2,5 % angenommen. Mit einem Erweiterungsfaktor von  $k=2$  ergibt sich somit für die Anordnung des Messgerätes eine erweiterte Unsicherheit des Messwertes von 5 %. Weitere relevante Einflussgrößen wurden nicht festgestellt. Unter Berücksichtigung der Unsicherheiten (inklusive der Degradation der Lampe) liegen die Messwerte in einem Toleranzband von 11 %.

Die Messung der Leuchtdichte im Versuchsstand (halbe Ulbrichtsche Kugel) erfolgte mit der bildauflösenden Leuchtdichtekamera LMK 98-3 der Firma Technoteam. Für dieses Messsystem wird eine Unsicherheit von 10,0 % angegeben. Effekte der Umgebungstemperatur werden aus den bereits erläuterten Gründen nicht erwartet. Auch diese Messung wurde auf Augenhöhe der Probanden durchgeführt. Aufgrund der Symmetrie des Aufbaus und der Reflexionseigenschaften der Ulbrichtschen Kugel werden Justagefehler vernachlässigt. Dies gilt sowohl für den absoluten Wert der Leuchtdichte als auch für die gemessene Gleichmäßigkeit. Die Unsicherheit für diese Messung entspricht somit der des Messsystems. Der absolute Wert der Leuchtdichte wurde zusätzlich mit dem Spektralradiometer CS200A bestimmt. Hierfür wurde das größte einstellbare Messfeld von  $1^\circ$  gewählt. Der Polarisationsfehler verkleinert sich dann nach Herstellerangaben auf 2 %. Fehler bei der Ausrichtung des Systems werden aufgrund der Reflexionseigenschaften nicht erwartet, so dass die Unsicherheit dieser stützenden Messung mit 4 % abgeschätzt wird.

Zur zusätzlichen Kontrolle aller photometrischen Werte während der Versuchsdurchführung war an der Innenseite des Trägers der Kinnstütze ein Luxmeter installiert (vgl. Abbildung 4.1). Hierfür wurde ein Klasse B-Luxmeter der Firma Czibulla und Grundmann verwendet (Mobilux). Die Messunsicherheit ist somit nach [DIN, 2017] kleiner 10,0 %. Dieses Messgerät war fest installiert und unterlag somit keinen zusätzlichen Störeinflüssen. Die eingemessenen Werte dienten jeweils als Kontrollgröße.

Die aufgezeigten Unsicherheiten werden im Rahmen der in dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen als akzeptabel betrachtet. Die abgeschätzte Unsicherheit der Hornhautbeleuchtungsstärke von 13,6 % klingt zunächst hoch, jedoch handelt

es sich hierbei größtenteils um gerätespezifische Einflüsse. Alle anderen Unsicherheiten wurden bestmöglich minimiert. Zudem sind die Werte durch mehrere Messungen mit unterschiedlichen Messsystemen gestützt. Die Reproduzierbarkeit der Messungen wurde durch Kontrollmessungen überprüft.

### 5.1.6 Verwendetes statistisches Verfahren

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mittels Varianzanalyse mit Messwiederholung. Dieses Verfahren testet, ob sich die Mittelwerte mehrerer abhängiger Stichproben (hier die Darbietung der spektral unterschiedlichen Stimuli) unterscheiden. Die Messwerte stammen dabei jeweils von der gleichen Person. Für die Verwendung dieser Methode müssen die im Folgenden genannten Voraussetzungen erfüllt sein. Die Varianzanalyse ist dabei nach Backhaus und Erichson [Backhaus et al., 2003] jedoch robust gegenüber Verletzungen ihrer Voraussetzungen.

- Die abhängige Variable ist intervallskaliert → Dies trifft sowohl für die erhobenen Kontrastschwellen als auch für die Blendungsbewertung zu (vgl. Kapitel 2.3.2 und 4.2)
- Die abhängige Variable ist normalverteilt (vgl. [Bühner and Ziegler, 2017], [Sedlmeier and Renkewitz, 2008]) → Dies wurde in Unterkapitel 5.1.3 bestätigt.
- Sphärizität ist gegeben (die Varianzen der Mittelwertsdifferenzen zwischen den Messzeitpunkten sind homogen). Bei Verletzung dieser Voraussetzung sollte eine Korrektur erfolgen. → Der Test auf Sphärizität erfolgte jeweils mit der Auswertung der Daten. War diese nicht gegeben, erfolgte eine Korrektur der Freiheitsgrade nach Greenhouser-Geisser.

Der Vergleich der Messzeitpunkte erfolgt jeweils mit Bonferroni-Korrektur. Als Maß für die Effektstärke wird das partielle  $\eta^2$  angegeben. Die Interpretation der Effektstärke erfolgte dabei in Anlehnung an die Annahmen von Cohen [Cohen, 2013], wobei diese lediglich als Richtwerte zu betrachten sind.

|                               |                                   |
|-------------------------------|-----------------------------------|
| partielles $\eta^2$ 0.01–0.06 | entspricht einem schwachen Effekt |
| partielles $\eta^2$ 0.06–0.14 | entspricht einem mittleren Effekt |
| partielles $\eta^2 > 0.14$    | entspricht einem starken Effekt   |

## 5.2 Einfluss der spektralen Verteilung der Blendquelle auf die psychologische Blendung

### 5.2.1 Ergebnisse der Darbietung schmalbandiger Stimuli

#### Darbietung der strahldichtegleichen Stimuli

Abbildung 5.2 zeigt die Blendungsbewertungen der schmalbandigen Stimuli mit annähernd gleicher Strahldichte. In Tabelle 5.3 sind die jeweiligen Mittelwerte und die entsprechenden Hornhautbeleuchtungsstärken abgebildet.

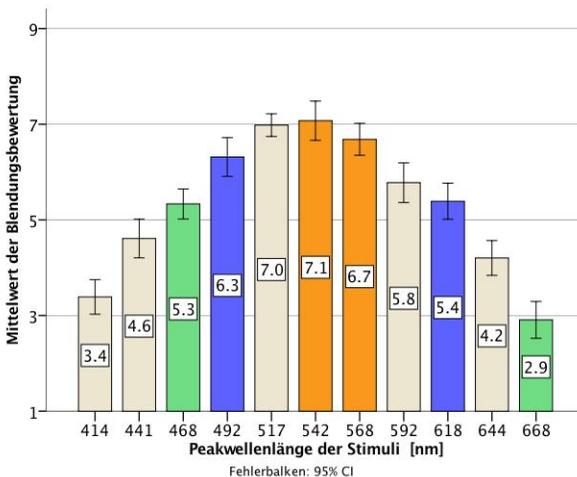


Abbildung 5.2: Blendungsbewertung der Stimuli mit annähernd gleicher Strahldichte nach [Kierdorf, 2013]

Tabelle 5.3: Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung sowie erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli mit annähernd gleicher Strahldichte

| Peak                     | 414  | 441  | 468         | 492         | 517         | 542         | 568         | 592  | 618         | 644  | 668         |
|--------------------------|------|------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|------|-------------|------|-------------|
| MW                       | 3,4  | 4,6  | <b>5,3</b>  | <b>6,3</b>  | <b>7,0</b>  | <b>7,1</b>  | <b>6,7</b>  | 5,8  | <b>5,4</b>  | 4,2  | <b>2,9</b>  |
| SD                       | 0,9  | 1,0  | <b>0,8</b>  | 1,0         | 0,6         | 1,0         | 0,9         | 1,1  | <b>0,9</b>  | 0,9  | <b>1,0</b>  |
| $E_{\text{cornea}}$ [lx] | 0,06 | 0,12 | <b>0,39</b> | <b>1,27</b> | <b>3,12</b> | <b>4,88</b> | <b>4,88</b> | 3,80 | <b>1,37</b> | 0,78 | <b>0,29</b> |

Es zeigt sich erwartungskonform, dass mit steigender Hornhautbeleuchtungsstärke die Blendungsbewertung zunimmt. Dies gilt jedoch nicht uneingeschränkt. Stimuli, die eine vergleichbare Hornhautbeleuchtungsstärke erzeugen (vgl. Peak 468 zu 668 nm, 492 zu 618 nm oder 542 zu 568 nm, farbig in der Abbildung und Tabelle markiert) zeigen teils deutliche Abweichungen in der Blendungsbewertung. Die

jeweils kurzwelligeren Stimuli werden dabei als störender bewertet. Mit zunehmendem Abstand vom Zentrum der  $V(\lambda)$ -Kurve erhöht sich dabei der Unterschied zwischen den kurz- und langwelligeren Reizen (vgl. Tabelle 5.4). Während die Stimuli mit den Peakwellenlängen 542 und 568 nm einen Unterschied von 0,4 Skaleneinheiten zeigen, beträgt dieser für die Reize 468 und 668 nm schon 2,4 Einheiten.

Tabelle 5.4: Vergleich des Unterschiedes der Blendungsbewertung verschiedener Peakwellenlängen

| Peakwellenlänge der Stimuli in nm  | 468 vs. 668 | 492 vs. 618 | 542 vs. 568 |
|------------------------------------|-------------|-------------|-------------|
| Unterschied der Blendungsbewertung | 2,4         | 0,9         | 0,4         |

Gleiches gilt für den Vergleich von Stimuli, die eine gleiche Blendungsbewertung erzeugen (fett in Tabelle 5.3 markiert, vgl. Peak 517 zu 542 nm und 468 zu 618 nm). Hier sind für die kurzwelligeren Stimuli viel geringere Hornhautbeleuchtungsstärken zulässig als für die langwelligen. Stimuli im kurzwelligen sichtbaren Bereich erzeugen demnach bei vergleichbarer (photometrisch bewerteter) Helligkeit eine höhere Störwirkung als Stimuli im langwelligen Bereich.

Dieser Befund wird zusätzlich durch die Verschiebung des Maximums der spektralen Blendempfindlichkeit gegenüber der  $V(\lambda)$ -Kurve gestützt. Während die maximalen Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli für die Peakwellenlängen 542 und 568 nm erreicht werden (Maximum der  $V(\lambda)$ -Kurve bei 555 nm), liegt das Maximum der Blendungsbewertung zwischen 517 und 542 nm.

Es zeigt sich somit eine deutliche Abweichung der aufgezeichneten spektralen Blendempfindlichkeit von der photometrischen Bewertung schmalbandiger Blendreize. Dessen ungeachtet besteht weiterhin ein Zusammenhang zwischen der Hornhautbeleuchtungsstärke und der Störwirkung der Blendquelle. Die Beleuchtungsstärke der Stimuli muss dem folgend bei der Interpretation der Blendungsbewertung berücksichtigt werden. Die Überprüfung des Zusammenhanges der Blendungsbewertung und der Hornhautbeleuchtungsstärke (Pearson-Korrelation 2-seitig) zeigt mit  $p=.017$  einen signifikanten Zusammenhang. Der Korrelationskoeffizient von  $r=0,696$  deutet auf einen mittleren linearen Zusammenhang hin.

Zur besseren Anschaulichkeit des Zusammenhanges wurden die Mittelwerte der Blendungsbewertungen zusammen mit den jeweiligen Hornhautbeleuchtungsstärken und der  $V(\lambda)$ -Kurve normiert in einem Diagramm abgebildet (Abbildung 5.3). Dabei zeigt sich die deutliche Verschiebung des Maximums hin zu kürzeren Wellenlängen. Ferner zeigt sich eine Änderung der Krümmung beider Kurvenflanken im Vergleich zur spektralen Hellempfindlichkeitskurve. Der Anstieg der ermittelten Blendempfindlichkeitskurve verläuft dabei rechtsgekrümmt und somit gegenläufig zur  $V(\lambda)$ -Kurve. Gleiches gilt für abfallende Flanke, wobei die Ausprägung hier je-

doch geringer ausfällt. Der Abstand zur  $V(\lambda)$ -Kurve verringert sich im langwelligen Bereich. Der Vergleich beider Kurven verdeutlicht die oben festgestellte erhöhte Blendempfindlichkeit für kurzwellige Strahlung (vgl. [Kierdorf, 2013]).

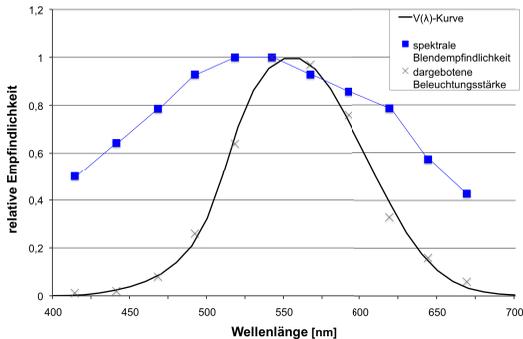


Abbildung 5.3: Vergleich der ermittelten spektralen Blendempfindlichkeitskurve mit der  $V(\lambda)$ -Kurve nach [Kierdorf, 2013]

### Darbietung der leuchtdichtegleichen Stimuli

Die Bewertungen der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdichte sind in Abbildung 5.4 dargestellt. In Tabelle 5.5 sind die jeweiligen numerischen Werte abgebildet. Signifikante Unterschiede zwischen den Reizen sind dabei mit unterschiedlichen Buchstaben gekennzeichnet.

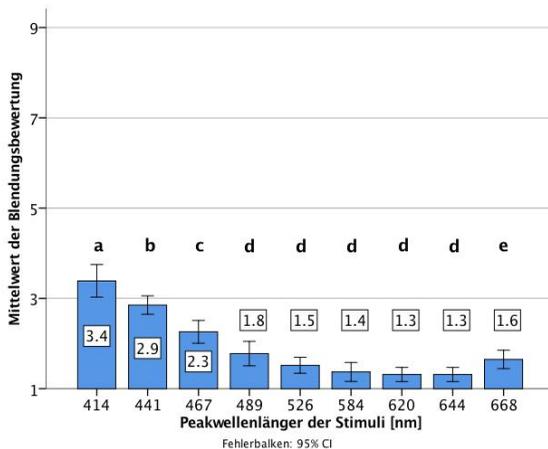


Abbildung 5.4: Blendungsbewertung der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdichte nach [Kierdorf, 2013]

Tabelle 5.5: Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung sowie erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdichte

| Peak                                  | 414  | 441  | 467  | 489  | 526  | 584  | 620  | 644  | 668  |
|---------------------------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| MW                                    | 3,4  | 2,9  | 2,3  | 1,8  | 1,5  | 1,4  | 1,3  | 1,3  | 1,6  |
| SD                                    | 0,9  | 0,5  | 0,6  | 0,7  | 0,5  | 0,5  | 0,4  | 0,4  | 0,5  |
| $E_{\text{cornea}}^{\text{max}}$ [lx] | 0,06 | 0,07 | 0,08 | 0,08 | 0,08 | 0,08 | 0,07 | 0,08 | 0,09 |

Die Varianzanalyse zeigt, dass die Blendungsbewertung von der Peakwellenlänge der Stimuli abhängt ( $F(4,155,108,037)=64,029$ ,  $p<.001$ , partielles  $\eta^2=.711$ ,  $n=27$ ). Paarweise Vergleiche zeigen, dass sich die Blendungsbewertung der Peakwellenlängen 414 nm, 441 nm und 467 nm jeweils signifikant von den mittelwelligen Reizen unterscheidet. Die Reize der Peakwellenlängen von 489 nm bis 644 nm unterscheiden sich nicht. Der Reiz mit der Peakwellenlänge von 668 nm unterscheidet sich signifikant von den Reizen 620 nm und 644 nm. Das partielle  $\eta^2$  von .711 entspricht einem starken Effekt.

Bei Betrachtung des Diagramms in Abbildung 5.4 wird der in Kapitel 5.1.3 festgestellte Bodeneffekt deutlich. Ab dem Reiz mit der Peakwellenlänge 489 nm liegen die Blendungsbewertungen am unteren Rand der Skala (vgl. auch Abbildung A.3 im Anhang). Dieser Effekt ist auf die geringen Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli zurückzuführen. Aufgrund der verwendeten Lichtquelle und der Vorgabe, Stimuli mit gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke zu zeigen, waren die Einstellungsmöglichkeiten hier begrenzt (vgl. Kapitel 4.4). Eine belastbare Interpretation der Bewertung der betreffenden Stimuli ist somit nicht möglich, da mögliche Effekte einzelner Reize aufgrund des Bodeneffektes überlagert werden könnten. Die Beobachtungen sind somit nur eingeschränkt gültig.

Nichtsdestotrotz bestätigen die Daten die Befunde der Stimuli mit gleicher Strahldichte. Die Bewertung der psychologischen Blendung zeigt auch in diesem Fall eine starke Abhängigkeit von der Peakwellenlänge. Auch bei der Darbietung dieser Blendreize wurden die kurzwelligeren Reize als deutlich störender bewertet. Mit abnehmender Wellenlänge steigt dabei die Störwirkung an (vgl. [Kierdorf, 2013]).

### Übertragbarkeit der strahl- und leuchtdichtegleichen Stimuli

In einem nächsten Schritt sollte die Übertragbarkeit der Ergebnisse beider Darbietungsformen überprüft werden. Hierfür wurde der Versuch unternommen, die differierende Hornhautbeleuchtungsstärke aus den Daten der strahldichtegleichen Stimuli herauszurechnen. Dazu wurde jeweils der Mittelwert der Blendungsbewertung jedes Reizes auf die entsprechende Hornhautbeleuchtungsstärke bezogen (durch diese dividiert). Die so ermittelten relativen (auf die Hornhautbeleuchtungsstärke bezogenen) Blendungsbewertungen wurden auf eins normiert. Dieses Vorgehen setzt

die Gleichabständigkeit der verwendeten Bewertungsskala sowie die Proportionalität beider Größen voraus. Alternativ müsste eine Korrekturfunktion für den bestehenden Zusammenhang beider Größen bestimmt werden. Dies war jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht möglich. Obwohl also beide Annahmen nicht zutreffen (vgl. Kapitel 2.3.2), wurde diese Datentransformation für den Vergleich beider Datensätze durchgeführt. Um diese direkt miteinander vergleichen zu können, wurden auch die Daten der Stimuli mit gleicher Leuchtdichte (resultierend in gleichen Hornhautbeleuchtungsstärken) auf eins normiert. Die beiden so ermittelten Kurven sind in Abbildung 5.5 zu sehen. Der Blendreiz mit der Peakwellenlänge 414 nm dient dabei als Bezugspunkt.

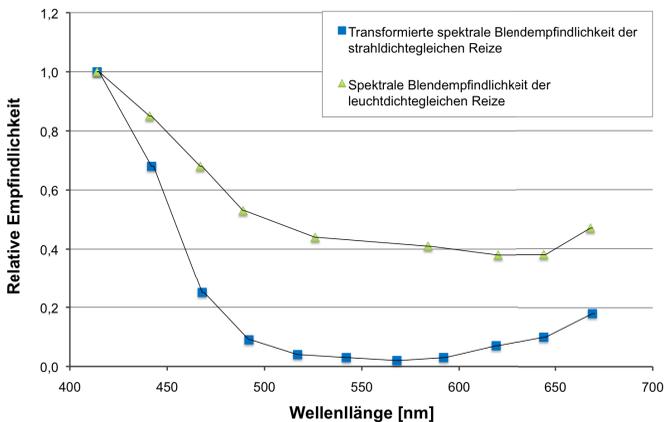


Abbildung 5.5: Vergleich der transformierten Blendempfindlichkeitskurve mit der Bewertung der Stimuli mit gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke

Der Vergleich der errechneten relativen Blendungserhöhung (blauer Graph in Abbildung 5.5) mit der angeglichenen realen Erhöhung der Stimuli mit gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke (grüner Graph) zeigt einen vergleichbaren Verlauf beider Kurven. Sowohl die erhöhte Blendempfindlichkeit im kurzwelligen spektralen Bereich als auch das Plateau ab etwa 500 nm und der leichte Anstieg im langwelligen Bereich kann bei beiden Graphen beobachtet werden. Berücksichtigt man dazu den festgestellten Bodeneffekt für die leuchtdichtegleichen Stimuli (vgl. oben), erscheint diese Kurve lediglich etwas gestaucht (das Plateau wird angehoben).

Dies zeigt auch der Vergleich des Unterschiedes der Blendungsbewertung verschiedener Stimuli beider Datensätze. In Tabelle 5.6 sind die Unterschiede der Bewertungen der strahldichtegleichen Stimuli mit etwa vergleichbarer Hornhautbeleuchtungsstärke (vgl. oben) zusammen mit den Unterschieden der leuchtdichtegleichen Stimuli abgebildet. Für die mittelwelligen Reize (letzte Spalte in der Tabelle) wur-

Tabelle 5.6: Vergleich des Unterschiedes der Blendungsbewertung verschiedener Peakwellenlängen für die strahl- und leuchtdichtegleiche Reizdarbietung

| Peakwellenlänge der Stimuli [nm] | 468 vs. 668 | 492 vs. 618 | 542 vs. 568 bzw. 526 vs. 584 |
|----------------------------------|-------------|-------------|------------------------------|
| strahldichtegleich               | 2,4         | 0,9         | 0,4                          |
| leuchtdichtegleich               | 0,7         | 0,5         | 0,1                          |

den vergleichbare Reize verwendet. Es zeigt sich in beiden Fällen, dass die Reize mit abnehmender Wellenlänge im Vergleich zunehmend störender empfunden werden. Der Unterschied bei den leuchtdichtegleichen Stimuli fällt geringer aus. Dies könnte zum einen auf den Bodeneffekt zurückzuführen sein. Zum anderen liegen die strahldichtegleichen Reize teilweise auf deutlich höheren Beleuchtungsstärkeniveaus. Auch dies kann die Daten beeinflussen. Nichtsdestotrotz zeigen beide Datensätze die gleiche Tendenz.

Anscheinend können beide Datenerhebungen akzeptabel ineinander überführt werden. Diese Aussage gilt jedoch aufgrund der Einschränkungen (Bodeneffekt der leuchtdichtegleichen Stimuli und Verletzung der Annahmen für die Anwendbarkeit der durchgeführten Datentransformation der strahldichtegleichen Reize, vgl. oben) nur unter Vorbehalt.

## 5.2.2 Ergebnisse der Darbietung breitbandiger Stimuli

### Darbietung der synthetischen Spektren zur gezielten Stimulation retinaler Rezeptoren

Die Ergebnisse der breitbandigen synthetischen Spektren zur gezielten Stimulation retinaler Rezeptoren sind in Abbildung 5.6 abgebildet. Alle Spektren erzeugten die gleiche Hornhautbeleuchtungsstärke von  $E_{\text{Cornea}}=1 \text{ lx}$  (vgl. Kapitel 4.4). In Tabelle 5.7 sind zum Vergleich die numerischen Integrale der Faltungen der Spektren (vgl. Kapitel 4.4) sowie die Mittelwerte und Standardabweichungen dargestellt. Die Varianzanalyse zeigt, dass die Blendungsbewertung von der spektralen Verteilung der Blendquelle abhängt ( $F(3,108)=16.095$ ,  $p<.001$ , partielles  $\eta^2=.309$ ,  $n=37$ ). Paarweise Vergleiche zeigen, dass die Störwirkung bei gezielter Stimulation der S-Zapfen und Stäbchen signifikant höher ist als bei gezielter Stimulation des chromatischen Kanals und des Kontrollspektrums der S-Zapfen. Zwischen den beiden Messzeitpunkten S-Zapfen und Stäbchen sowie zwischen den Messzeitpunkten /L-M/- und SWS0-Spektrum unterscheidet sich die Blendungsbewertung nicht. Das partielle  $\eta^2$  von .309 entspricht einem starken Effekt. Es zeigt sich wider Erwarten, dass eine gezielte Stimulation der S-Zapfen nicht störender bewertet wird als eine gezielte Sti-

mulation der Stäbchen. Der Unterschied der Mittelwerte von 0,2 Skaleneinheiten ist nicht signifikant. Im Gegensatz dazu steht das Kontrollspektrum für die S-Zapfen SWS-0, welches mit 0,9 Skaleneinheiten signifikant weniger störend bewertet wurde. Gleiches gilt für das /L-M/-Spektrum mit 1,3 Skaleneinheiten. Beide unterscheiden sich dabei in vergleichbarem Maß auch von der gezielten Stimulation der Stäbchen. Das /L-M/-Spektrum führte zur geringsten Störwirkung.

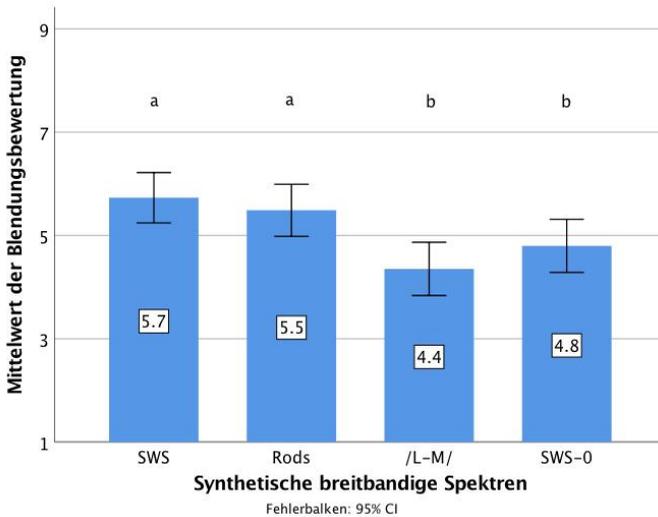


Abbildung 5.6: Blendungsbewertung der synthetischen Spektren nach [Niedling and Völker, 2017]

Tabelle 5.7: Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung der synthetischen Spektren

| Spektrum                                       | SWS  | Rods | /L-M/ | SWS-0 |
|--|------|------|-------|-------|
| $\int_{380}^{780} X_e * S(\lambda)d(\lambda)$  | 1,10 | 0,08 | 0,12  | 0,06  |
| $\int_{380}^{780} X_e * V'(\lambda)d(\lambda)$ | 0,90 | 1,02 | 0,48  | 0,57  |
| MW   | 5,7  | 5,5  | 4,4   | 4,8   |
| SD   | 1,5  | 1,5  | 1,6   | 1,5   |

### Darbietung der simulierten realen Spektren

Die Bewertungen der breitbandigen realen Spektren sind in Abbildung 5.7 abgebildet. In Tabelle 5.8 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen dargestellt. Die Varianzanalyse zeigt, dass die Blendungsbewertung auch bei der Darbietung realer Spektren von der spektralen Verteilung der Blendquelle abhängt ( $F(4,144)= 14.101$ ,  $p<.001$ , partielles  $\eta^2=.281$ ,  $n=37$ ). Paarweise Vergleiche zeigen, dass die Störwirkung bei Darbietung des LED-Spektrums mit 6500 K signifikant höher ausfällt als

bei Darbietung der Vergleichsspektren LED mit 3000 K, Glühlampe IL, Natriumhochdrucklampe HPS und Leuchtstofflampe FL. Zwischen den vier letztgenannten unterscheidet sich die Blendungsbewertung nicht. Das partielle  $\eta^2$  von .281 entspricht einem starken Effekt.

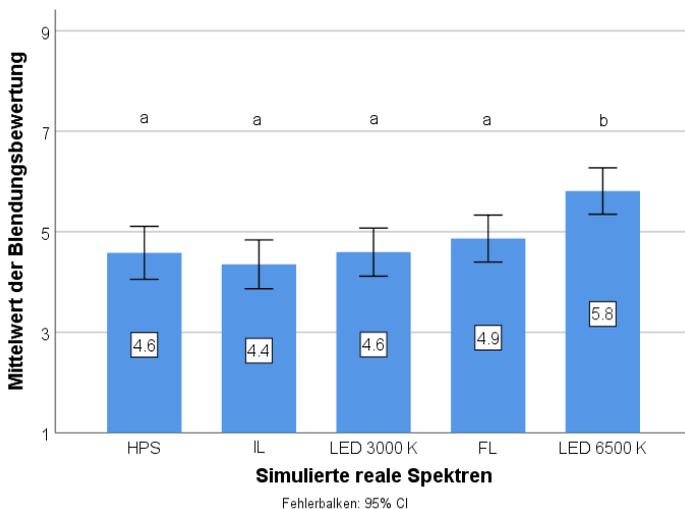


Abbildung 5.7: Blendungsbewertung der simulierten realen Spektren nach [Niedling and Völker, 2017]

Tabelle 5.8: Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung der simulierten realen Spektren

| Spektrum  | HPS  | IL   | LED 3000 K | FL   | LED 6500 K |
|---|------|------|------------|------|------------|
| $\int_{380}^{780} X_e * S(\lambda) d(\lambda)$  | 0,06 | 0,15 | 0,22       | 0,46 | 0,61       |
| $\int_{380}^{780} X_e * V'(\lambda) d(\lambda)$ | 0,20 | 0,49 | 0,56       | 0,45 | 0,95       |
| MW  | 4,6  | 4,4  | 4,6        | 4,9  | 5,8        |
| SD  | 1,6  | 1,5  | 1,4        | 1,4  | 1,4        |

Um die Ergebnisse auf die jeweilige Stimulation der verschiedenen Rezeptoren durch die Spektren beziehen zu können, wurden die Mittelwerte der Blendungsbewertungen gegen die numerischen Integrale der Faltungen der Spektren (Vorgehen vgl. Kapitel 4.4) abgetragen. Dieses Vorgehen wurde für die Empfindlichkeitskurven der S-Zapfen und Stäbchen sowie für die ermittelten Blendempfindlichkeitskurve und die ähnlichste Farbtemperatur durchgeführt (für das HPS-Spektrum wurde eine theoretische CCT von 2100 K aus der Darstellung der Messung abgeschätzt). Die ermittelten Zusammenhänge sind in Abbildung 5.8 abgebildet. Ein möglicher

Einfluss der ipRGC-Zellen wird in dieser Arbeit nicht betrachtet, da physiologische Zusammenhänge hierzu noch unklar sind, zumal die Blendquelle relativ klein war und zeitlich begrenzt dargeboten wurde (vgl. Kapitel 2.1).

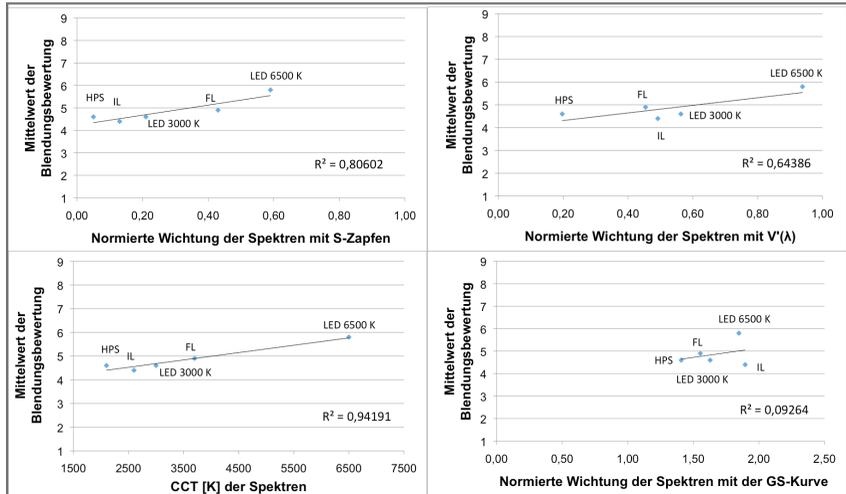


Abbildung 5.8: Zusammenhang der Blendungsbewertung mit der Wichtung der Spektren mit den S-Zapfen (oben links), den Stäbchen (oben rechts), der ähnlichsten Farbtemperatur (unten links) und der ermittelten spektralen Blendempfindlichkeit (GS-Kurve, unten rechts) nach [Niedling and Völker, 2017]

Es zeigt sich, dass für die Stimulation der S-Zapfen mit einem Bestimmtheitsmaß von  $R^2=0,81$  ein hoher Anteil der Varianz der Blendungsbewertung erklärt werden kann. Gleiches gilt für die ähnlichste Farbtemperatur. Hier ist der Anteil der erklärten Varianz mit  $R^2=0,94$  sogar noch deutlich höher. Für die Stimulation der Stäbchen fällt dieser Zusammenhang mit  $R^2=0,64$  geringer aus. Hierbei zeigt die Grafik, dass trotz ähnlicher integraler Anteile ein Unterschied der Blendungsbewertung von 0,6 Skaleneinheiten (bei einem Gesamtunterschied von 1,4 Skaleneinheiten) auftritt. Das Bestimmtheitsmaß für den Zusammenhang der ermittelten spektralen Blendempfindlichkeitskurve mit der Blendungsbewertung fällt mit  $R^2=0,09$  sehr gering aus. Für diesen Fall besteht anscheinend keinerlei Zusammenhang. Zusätzlich dazu wurde eine Wichtung der Spektren mit der  $V_M(\lambda)$ -Kurve (vgl. [CIE, 1990], Anpassung im kurzwelligen Bereich, vgl. Kapitel 2.2) durchgeführt. Der Zusammenhang mit der Blendungsbewertung fällt jedoch mit  $R^2=0,33$  ebenfalls sehr gering aus (vgl. [Niedling and Völker, 2017]).

Die Ergebnisse zeigen, dass einer erhöhte ähnlichste Farbtemperatur und eine erhöhte Stimulation der S-Zapfen die Differenzen der Blendungsbewertung bei gleicher Helligkeit des Blendreizes anscheinend erklären. Sowohl die Stimulation der Stäbchen als auch eine Gewichtung mit der ermittelten Blendempfindlichkeitskurve scheinen dafür ungeeignet. Obwohl die Unterschiede in der Blendungsbewertung bis zur Leuchtstofflampe mit 3724 K dabei nicht signifikant sind, scheint diese Beobachtung geeignet, den Anstieg der Blendungsbewertung bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung zu erklären. Die Befunde sollten dabei in zukünftigen Arbeiten durch weitere Datenpunkte gestützt werden, um die Zusammenhänge zu bestätigen.

Ein Vergleich der Werte der synthetischen und realen Spektren zeigt, dass das SWS- und das Rods-Spektrum in etwa gleich störend wie das LED-Spektrum mit 6500 K bewertet wird. Hierbei könnte es sich um eine obere Bewertungsgrenze bei dem gegebenen Beleuchtungsstärkeniveau handeln. Das Gleiche gilt für das /L-M/-Spektrum und die Glühlampe. Auch deren Blendungsbewertungen fallen gleich aus und könnten somit eine untere Grenze darstellen. Der Unterschied beträgt 1,4 Skaleinheiten.

### **5.2.3 Einfluss des Spektrums auf den Pupillendurchmesser**

Für die Auswertung des Pupillendurchmessers wurde die Größe der Pupille vor und während der Blendung bestimmt. Dazu wurden während der Videoaufnahmen mit dem Eyetracker entsprechende Markierungen vor und nach jedem Blendreiz gesetzt. Der Durchmesser der Pupille vor Beginn jedes Blendreizes (Pupillenöffnung angepasst an Adaptationsniveau des Versuchsstandes) wurde in einem Standbild durch Mapping eines Kreises in der Bildbearbeitungssoftware Gimp [Gim, 2017] auf die Pupille bestimmt (vgl. Abbildung 5.9 rechts). Die Größe des Kreises in Pixel konnte dann einfach abgelesen werden. Analog wurde mit der Größe der Pupille während der Blendung verfahren. Dazu wurde manuell die Stelle mit dem kleinsten Pupillendurchmesser gesucht (kurz vor Ausschalten des Blendreizes) und wieder die Größe über die Anzahl der Pixel bestimmt. Anschließend wurde das Verhältnis beider Messzeitpunkte gebildet. Da der Durchmesser der Pupille vor der Blendung Schwankungen unterlag, wurde das Verhältnis zum jeweiligem Pupillendurchmesser vor jedem Blendereignis gebildet. Die Daten der beiden Darbietungen jedes Reizes wurden gemittelt, um Schwankungen des Pupillendurchmessers zu mitteln. In der Auswertung wird somit die relative Änderung des Pupillendurchmessers betrachtet (Y-Achse in den folgenden Diagrammen). Zwölf Datensätze standen für die Auswertung zur Verfügung.

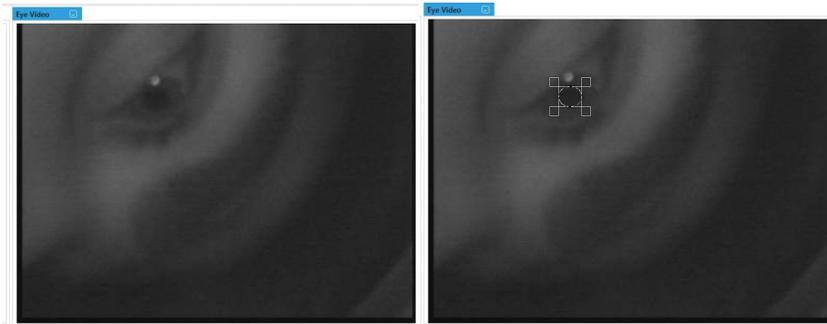


Abbildung 5.9: Screenshot der Videoaufnahme des Pupillendurchmessers (links) und mit dem Mapping des Auswertekreises (rechts)

### Darbietung der synthetischen Spektren zur gezielte Stimulation retinaler Photorezeptoren

Abbildung 5.10 zeigt den Einfluss der breitbandigen synthetischen Spektren auf die relative Änderung der Pupillenweite (Mittelwerte und Standardabweichungen siehe Tabelle 5.9).

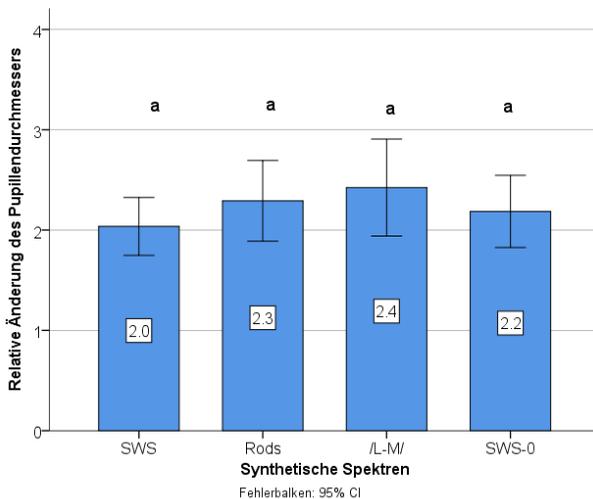


Abbildung 5.10: Relative Änderung des Pupillendurchmessers bei Darbietung der synthetischen Spektren

Die Varianzanalyse zeigt, dass bei gezielter Stimulation verschiedener Photorezeptoren kein Einfluss der spektralen Verteilung auf den Pupillendurchmesser nachweisbar ist ( $F(3,33)=1.225$ ,  $p=.316$ , partielles  $\eta^2=.100$ ,  $n=12$ ).

Tabelle 5.9: Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung der synthetischen Spektren

| Spektren | SWS | Rods | /L-M/ | SWS-0 |
|----------|-----|------|-------|-------|
| MW       | 2,0 | 2,3  | 2,4   | 2,2   |
| SD       | 0,5 | 0,6  | 0,8   | 0,6   |

### Darbietung der simulierten realen Spektren

Die Ergebnisse der realen Spektren sind in Abbildung 5.11 abgebildet. Die Varianzanalyse zeigt, dass für den Pupillendurchmesser auch bei Darbietung der realen Spektren keine Abhängigkeit von der spektralen Verteilung der Blendquelle gefunden wurde ( $F(2.351, 25.865)=.620, p=.571, \text{partielles } \eta^2=.053, n=12$ ).

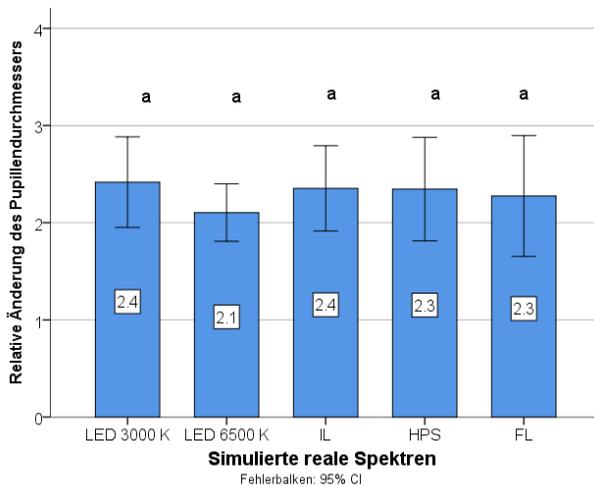


Abbildung 5.11: Relative Änderung des Pupillendurchmessers bei Darbietung der simulierten realen Spektren

Tabelle 5.10: Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung der simulierten realen Spektren

| Spektren | LED 3000 K | LED 6500 K | IL  | HPS | FL  |
|----------|------------|------------|-----|-----|-----|
| MW       | 2,4        | 2,1        | 2,4 | 2,3 | 2,3 |
| SD       | 0,7        | 0,5        | 0,7 | 0,8 | 1,0 |

Es zeigt sich also, dass die Änderung des Pupillendurchmessers im Blendfall vom Spektrum der Blendquelle unberührt bleibt. Weder bei der gezielten Stimulation der Rezeptoren noch bei der Darbietung der realen Spektren zeigte sich ein Unterschied bei der Änderung der Pupillenweite. Ein Einfluss dieses Parameters auf die Blendungsbewertung ist demnach unwesentlich. Der Parameter Pupillendurchmesser muss somit nicht als Kovariate berücksichtigt werden.

## 5.2.4 Einfluss der spektralen Verteilung des Umfeldes

### Darbietung der schmalbandigen strahlrichtgleichen Stimuli

Um einen Einfluss der spektralen Verteilung des Umfeldes auf die Blendungsbewertung zu prüfen, wurde eine exemplarische Auswahl schmal- und breitbandiger Reize einmal mit LED-Umfeld mit 3400 K und einmal mit dem Spektrum einer Natriumdampfhochdrucklampe als Umfeldbeleuchtung dargeboten (vgl. Kapitel 4.3.1). Die Ergebnisse der schmalbandigen annähernd strahlrichtgleichen Reize für beide Umfeldspektren sind in Abbildung 5.12 abgebildet. Die blaue Verbindungslinie markiert dabei das LED-Umfeld, die rote das Adaptationsumfeld mit HPS-Ausleuchtung.

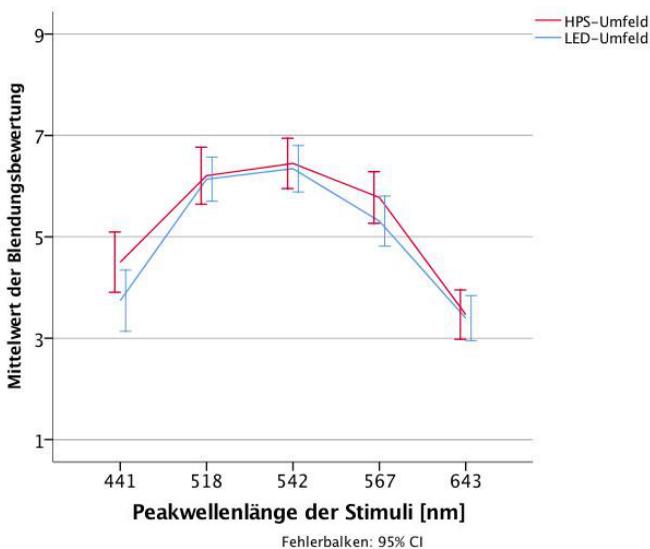


Abbildung 5.12: Blendungsbewertung der schmalbandigen strahlrichtgleichen Stimuli bei LED- und HPS-Umfeldbeleuchtung

Die Varianzanalyse zeigt, dass die Blendungsbewertung von der spektralen Verteilung des Umfeldes abhängt ( $F(1.000,140.000)=8.067, p<.01$ , partielles  $\eta^2=.054, n=29$ ). Die Blendungsbewertung bei Darbietung des LED-Umfeldes fällt dabei gerin-

ger aus als bei Darbietung des HPS-Umfeldes. Das partielle  $\eta^2$  von .054 entspricht einem schwachen Effekt. Die Form der Kurve unterscheidet sich dabei augenscheinlich nicht. Beide Kurven zeigen das verschobene Maximum hin zu kürzeren Wellenlängen und einen vergleichbaren Verlauf der Kurvenflanken. Es sind keine durch das Umfeldspektrum bedingten Interaktionseffekte erkennbar. Demnach kann davon ausgegangen werden, dass das Spektrum des Umfeldes keinen Einfluss auf die Form der Blendempfindlichkeitskurve zeigt. Vielmehr handelt es sich bei dem gefundenen Unterschied anscheinend um einen systematischen Effekt.

### Darbietung der simulierten realen Spektren

Die Ergebnisse der gezeigten breitbandigen realen Spektren für beide Umfeldbeleuchtungen sind in Abbildung 5.13 dargestellt. Zur besseren Anschaulichkeit wurden die breitbandigen Spektren analog zum vorherigen Kapitel verbunden.

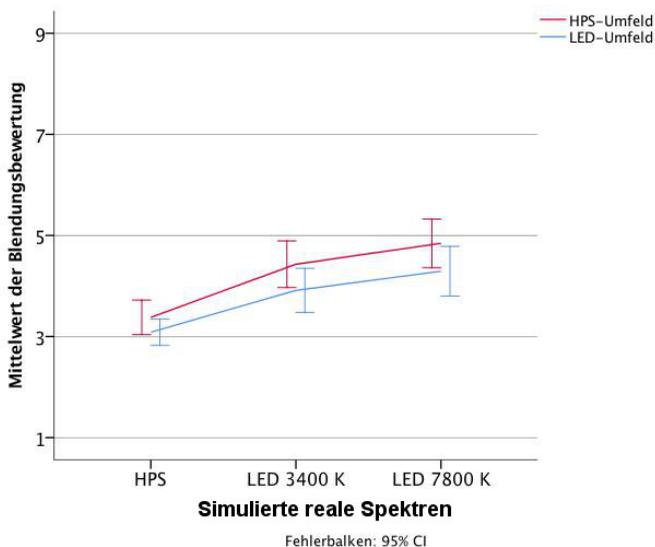


Abbildung 5.13: Blendungsbewertung der simulierten realen Spektren für das LED- und HPS-Umfeld

Auch hier zeigt die Varianzanalyse, dass die Blendungsbewertung bei der Darbietung realer Spektren vom Spektrum des Umfeldes abhängt ( $F(1.000,84.000)=19.027$ ,  $p<.001$ , partielles  $\eta^2=.185$ ,  $n=29$ ). Auch bei Darbietung der breitbandigen Spektren fällt die Blendungsbewertung mit der LED-Umfeldbeleuchtung geringer aus als mit der HPS-Beleuchtung. Das partielle  $\eta^2$  von .185 entspricht einem starken Effekt. Der Verlauf der Blendungsbewertung über die drei Reize ist dabei augenscheinlich auch hier sehr gut vergleichbar.

Der für die schmalbandigen strahldichtgleichen Reize gefundene Unterschied zwischen den Umfeldspektren zeigt sich somit auch bei Darbietung der breitbandigen Spektren. Auch hierbei scheint es sich um einen systematischen Effekt zu handeln. Der Effekt ist dabei stärker ausgeprägt.

### 5.2.5 Zusammenfassung

Die durch Darbietung schmalbandiger Reize ermittelte spektrale Blendempfindlichkeitskurve zeigt deutliche Abweichungen von der  $V(\lambda)$ -Kurve. Dabei zeigt zum einen das Maximum der Kurve eine Verschiebung hin zu kürzeren Wellenlängen. Zum anderen ändert sich der Verlauf der Krümmung der ansteigenden und abfallenden Flanke. Die Kurve zeigt eine erhöhte Blendempfindlichkeit im kurzwelligen Strahlungsbereich. Nichtsdestotrotz besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Hornhautbeleuchtungsstärke und der Blendungsbewertung.

Die Darbietung der leuchtdichtgleichen Reize bestätigen diese Beobachtung. Die Daten zeigen deutlich die erhöhte Blendempfindlichkeit im kurzwelligen Strahlungsbereich. Ab etwa 490 nm geht die Bewertung in ein Plateau über. Die Bewertung der mittel- und langwelligen Reize unterscheidet sich dann nicht mehr signifikant. Dabei muss jedoch beachtet werden, dass ein Bodeneffekt die Gültigkeit dieser Ergebnisse einschränkt. Trotz dieses Artefaktes in der Erhebung kann sicher festgestellt werden, dass kurzwellige Strahlung als störender empfunden wird als langwellige Strahlung.

Transformiert man die ermittelte Blendempfindlichkeitskurve und rechnet die differierende Hornhautbeleuchtungsstärke heraus, zeigt selbige einen anderen Verlauf. Dieser ist dann gut vergleichbar mit dem der Stimuli mit gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke. Dabei zeigt sich auch eine geringe Erhöhung der Blendempfindlichkeit im langwelligen Strahlungsbereich bei beiden Darbietungsformen. Diese fällt jedoch deutlich geringer als im kurzwelligen Bereich aus. Dies könnte auf eine Unterbewertung der Strahlung in den Randbereichen der  $V(\lambda)$ -Kurve hindeuten, die besonders bei Darbietung schmalbandiger Reize sichtbar wird.

Die Bewertung der Spektren zur gezielten Stimulation retinaler Photorezeptoren zeigt eine vergleichbare Störwirkung bei gezielter Stimulation der Stäbchen und S-Zapfen. Die erhöhte Störwirkung des SWS-Spektrums von 0,2 Skaleneinheiten ist dabei nicht signifikant. Ein Unterschied der Störwirkung zwischen S-Zapfen und Stäbchen ist bei dieser Darbietungsform nicht feststellbar. Eine gezielte Stimulation der Stäbchen war dabei nur eingeschränkt möglich. Das Kontrollspektrum der S-Zapfen (SWS-0-Spektrum) und das gezielte Ansprechen des chromatischen Kanals werden signifikant als weniger störend wahrgenommen, wobei letzteres die geringste Störwirkung hervorruft.

Die Bewertung der realen Spektren liefert ein davon abweichendes Bild. Dabei ist zwar nur die Erhöhung der Störwirkung bei Darbietung des kaltweißen LED-Spektrums signifikant, jedoch liegt die Vermutung nahe, dass mit steigendem Anteil der Strahlung, welche die S-Zapfen stimuliert, auch die Blendungsbewertung ansteigt. Die Stimulation der Stäbchen zeigt hierbei nur einen geringen Zusammenhang mit der Blendungsbewertung. Die beste Übereinstimmung mit dieser liefert die ähnlichste Farbtemperatur der Blendspektren.

Der Pupillendurchmesser zeigt keine Abhängigkeit von der spektralen Verteilung der Blendquelle und stellt somit keine Kovariate dar. Hierbei muss jedoch beachtet werden, dass für die Auswertung nur zwölf Datensätze zur Verfügung standen. Es ist denkbar, dass eine größere Stichprobe hier zu signifikanten Ergebnissen führt.

Die spektrale Verteilung der Umfeldbeleuchtung hingegen zeigt einen signifikanten Einfluss auf die Blendungsbewertung. Dabei ändert sich jedoch weder die Form der Blendempfindlichkeitskurve noch der Abstand zwischen den realen Spektren. Vielmehr handelt es sich bei dem Effekt augenscheinlich um einen systematischen Unterschied.

## 5.3 Einfluss der spektralen Verteilung der Blendquelle auf die physiologische Blendung

### 5.3.1 Ergebnisse der Darbietung schmalbandiger Stimuli

#### Darbietung der strahldichtegleichen Stimuli

Abbildung 5.14 zeigt die ermittelten Schwellenkontraste bei Darbietung der schmalbandigen Reize mit annähernd gleicher Strahldichte.

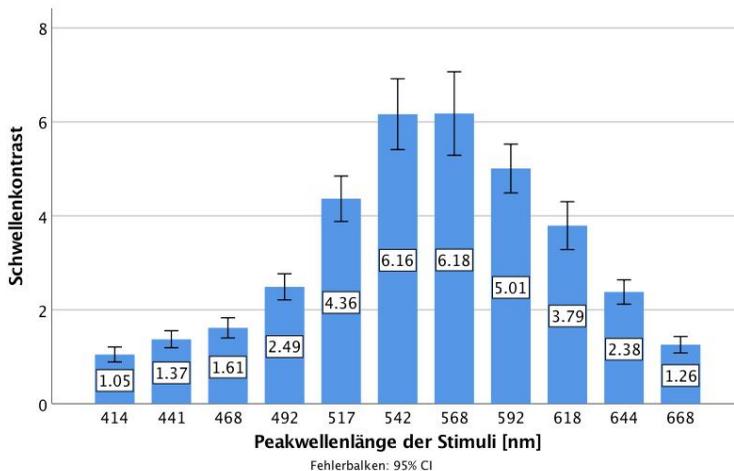


Abbildung 5.14: Schwellenkontraste der Stimuli mit annähernd gleicher Strahldichte nach [Kierdorf, 2013]

Tabelle 5.11: Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellenkontraste sowie erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli mit annähernd gleicher Strahldichte

| Peak              | 414  | 441  | 468  | 492  | 517  | 542  | 568  | 592  | 618  | 644  | 668  |
|-------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| MW                | 1,05 | 1,37 | 1,61 | 2,49 | 4,36 | 6,16 | 6,18 | 5,01 | 3,79 | 2,38 | 1,26 |
| SD                | 0,41 | 0,46 | 0,54 | 0,70 | 1,22 | 1,90 | 2,25 | 1,31 | 1,29 | 0,66 | 0,44 |
| $E_{cornea}$ [lx] | 0,06 | 0,12 | 0,39 | 1,27 | 3,12 | 4,88 | 4,88 | 3,80 | 1,37 | 0,78 | 0,29 |

Auch diese Erhebungsgröße zeigt erwartungskonform einen Zusammenhang mit der Hornhautbeleuchtungsstärke. Steigt diese an, erhöht sich auch der Schwellenkontrast. Im Gegensatz zur Blendungsbewertung gilt diese Feststellung dabei auch uneingeschränkt. Zum einen deckt sich das Maximum des Schwellenkontrastes mit dem der  $V(\lambda)$ -Kurve. Zum anderen zeigt die ansteigende Flanke der Kurve eine glei-

che Krümmung wie  $V(\lambda)$  und auch die abfallende Flanke zeigt eine bessere Übereinstimmung mit der Hellempfindlichkeitskurve als die ermittelte spektrale Blendempfindlichkeit.

Die Überprüfung des Zusammenhanges beider Parameter (Pearson-Korrelation 2-seitig) zeigt einen hoch signifikanten Zusammenhang ( $p < .001$ ) mit einem Korrelationskoeffizienten von  $r = .979$ . Es besteht demnach ein sehr hoher Zusammenhang zwischen dem Schwellenkontrast und der cornealen Beleuchtungsstärke durch die Blendquelle.

Zur besseren Anschaulichkeit des Zusammenhanges wurde der Schwellenkontrast der Stimuli auf eins normiert und zusammen mit der  $V(\lambda)$ -Kurve in einem Diagramm abgetragen (Abbildungen 5.15). Die Kreuze auf der  $V(\lambda)$ -Kurve entsprechen dabei wiederum den normierten Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli.

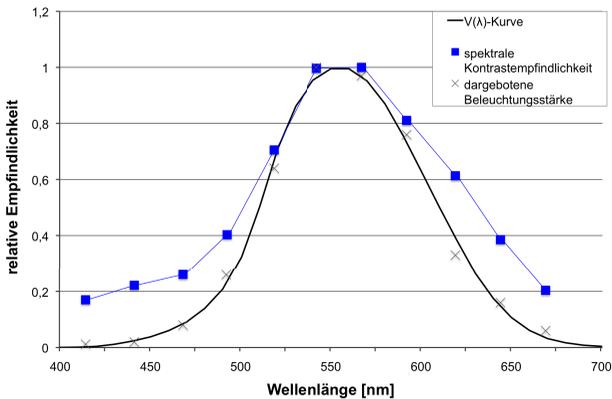


Abbildung 5.15: Vergleich der spektralen Kontrastempfindlichkeit mit der  $V(\lambda)$ -Kurve nach [Kierdorf, 2013]

Die gute Übereinstimmung beider Kurven ist offensichtlich. Mit zunehmender Entfernung vom Maximum der  $V(\lambda)$ -Kurve erhöht sich anscheinend auch der Schwellenkontrast, was auf eine Unterbewertung der spektralen Randbereiche bei Darbietung schmalbandiger Blendreize hindeutet (vgl. [Kierdorf, 2013]).

### Darbietung der leuchtdichtegleichen Stimuli

Die Kontrastschwellen der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdichte sind in Abbildung 5.16 dargestellt. Die Varianzanalyse zeigt, dass die Beeinflussung des Schwellenkontrastes von der Peakwellenlänge der Stimuli abhängt ( $F(3.97, 103.22) = 10.384$ ,  $p < .001$ , partielles  $\eta^2 = .285$ ,  $n = 27$ ). Die paarweisen Vergleiche zeigen, dass sich die Schwellenkontraste der Peakwellenlängen 414 und 441 nm jeweils signifikant von den langwelligeren Reizen unterscheiden. Ausnahme bilden hierbei die Reize mit

den Peakwellenlängen 441 und 467 nm, die sich nicht unterscheiden. Ab der Peakwellenlänge 467 nm unterscheiden sich die Schwellenkontraste der Stimuli nicht mehr signifikant. Das partielle  $\eta^2$  von .285 entspricht einem starken Effekt. Die erhobenen Schwellenkontraste folgen somit im Wesentlichen der Hornhautbeleuchtungsstärke der Stimuli.

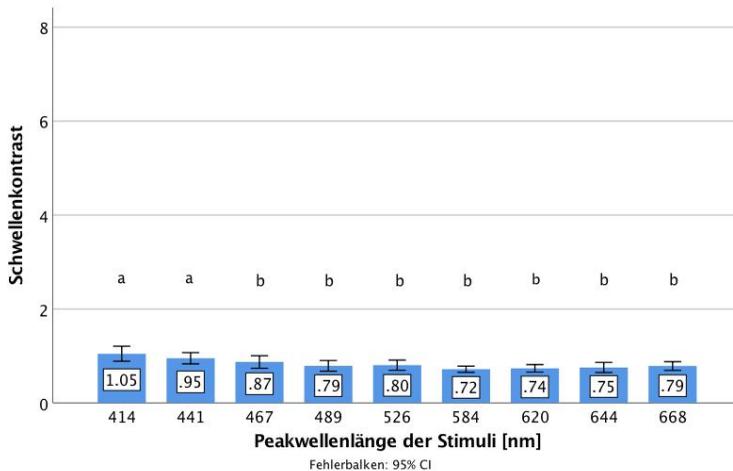


Abbildung 5.16: Schwellenkontraste der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdichte nach [Kierdorf, 2013]

Tabelle 5.12: Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellenkontraste sowie erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdichte

| Peak              | 414  | 441  | 467  | 489  | 526  | 584  | 620  | 644  | 668  |
|-------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| MW                | 1,05 | 0,95 | 0,87 | 0,79 | 0,80 | 0,72 | 0,74 | 0,75 | 0,79 |
| SD                | 0,41 | 0,31 | 0,34 | 0,29 | 0,27 | 0,17 | 0,20 | 0,27 | 0,23 |
| $E_{cornea}$ [lx] | 0,06 | 0,07 | 0,08 | 0,08 | 0,08 | 0,08 | 0,07 | 0,08 | 0,09 |

Lediglich im kurzwelligen Bereich wurde eine Erhöhung der Schwellenkontraste festgestellt. Der Verlauf dieser Erhebungsgröße ist dabei dem der Blendungsbewertung der leuchtdichtegleichen Stimuli ähnlich (vgl. Abbildung 5.4), wobei die Ausprägung des Effektes deutlich geringer ausfällt (vgl. [Kierdorf, 2013]).

Um zu überprüfen, ob sich der in Kapitel 5.1.3 beobachtete Bodeneffekt auch hier zeigt, wurden die Differenzen der Schwellenkontraste mit Blendung zu den Schwellen ohne Blendung gebildet. Dafür standen elf Datensätze zur Verfügung (vgl. Kapitel 4.6.2). Die ermittelten individuellen Differenzen der Stimuli sind in Abbildung 5.17 als Boxplot dargestellt. Es zeigt sich, dass die Reize 414 und 441 nm deutlich über

den Schwellen ohne Blendung liegen, wohingegen die Whisker und unteren Quartile der mittel- und langwelligen Reize teilweise bei null liegen und somit der Schwelle ohne Blendung entsprechen. Der Bodeneffekt bestätigt sich somit anscheinend. Die statistische Überprüfung mittels t-Test über alle Probanden zeigte jedoch für alle Stimuli einen signifikanten Unterschied zur Schwelle (vgl. Anhang 6). Es wird demnach davon ausgegangen, dass die Blendreize zu einer Erhöhung des Schwellenkontrastes führen. Die Ergebnisse der Stimuli mit gleicher Strahldichte werden somit im Wesentlichen bestätigt, da die kurzwelligeren Reize zu deutlich höheren Schwellenkontrasten führen.

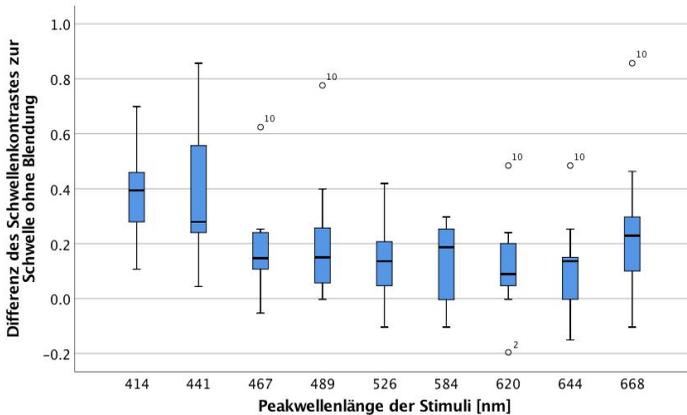


Abbildung 5.17: Differenzen der benötigten Kontraste zum Schwellenkontrast ohne Blendung

### Übertragbarkeit der strahl- und leuchtdichtegleichen Stimuli

Um die Ergebnisse der strahldichte- und leuchtdichtegleichen Stimuli miteinander vergleichen zu können, musste auch hier der Parameter Hornhautbeleuchtungsstärke aus den Daten der strahldichtegleichen Reize herausgerechnet werden. Dazu wurde analog zu Kapitel 5.2.1 verfahren. Die ermittelten Schwellenkontraste der strahldichtegleichen Reize wurden auf die jeweiligen Hornhautbeleuchtungsstärken bezogen und die Kurve auf eins normiert. Aufgrund des direkten Zusammenhanges der Schleierleuchtdichte und der Hornhautbeleuchtungsstärke (vgl. Gleichung 2.2) ist dieses Vorgehen hier zulässig. Anschließend wurde auch die Kurve der leuchtdichtegleichen Reize auf eins normiert. Da die relative und absolute Erhöhung bei dem Reiz 414 nm, welcher die Teiluntersuchungen zugleich verbindet, jeweils am größten ist, sind die Kurven in diesem Punkt miteinander verbunden (siehe Abbildung 5.18).

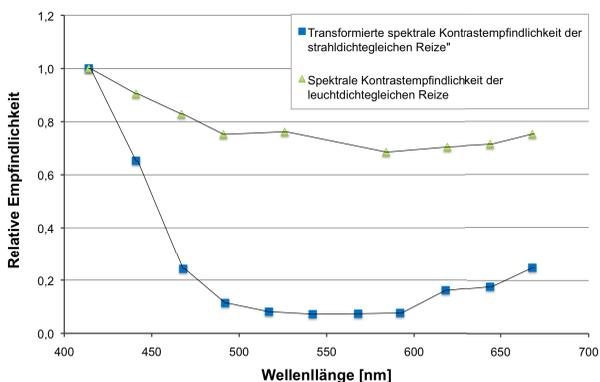


Abbildung 5.18: Vergleich der relativen und absoluten Schwellenerhöhung

Ähnlich wie bei der Bewertung der psychologischen Blendung zeigt sich auch für die Kontrastwahrnehmung eine akzeptable Vergleichbarkeit beider Teiluntersuchungen. Auch hier zeigen beide Kurven einen ähnlichen Verlauf. Aufgrund des scheinbaren Bodeneffektes bei der Darbietung der leuchtdichtegleichen Reize kann auch hier von einer Stauchung (Anhebung des Plateaus) für die mittel- und langwelligen Reize ausgegangen werden. An den Rändern der  $V(\lambda)$ -Kurve ist dabei wieder jeweils eine Erhöhung sichtbar, wobei diese im kurzwelligen Bereich deutlich größer ausfällt und zudem signifikant ist. Die Daten sind demnach anscheinend gut ineinander überführbar.

## 5.3.2 Ergebnisse der Darbietung breitbandiger Stimuli

### Darbietung der synthetischen Spektren zur gezielten Stimulation retinaler Photorezeptoren

Abbildung 5.19 zeigt die erkannten Kontraststufen bei Darbietung der synthetischen Spektren zur gezielten Stimulation verschiedener Photorezeptoren. Die Varianzanalyse zeigt, dass die Kontrastwahrnehmung bei Darbietung der synthetischen Blendereize von deren Spektrum abhängt ( $F(2.249,80.962)=3.332$ ,  $p=.035$ , partielles  $\eta^2=.085$ ,  $n=37$ ). Paarweise Vergleiche zeigen, dass sich der Schwellenkontrast des Reizes zur gezielten Stimulation der S-Zapfen SWS signifikant vom Reiz /L-M/ unterscheidet. Die Schwellenkontraste der anderen Reize unterscheiden sich hingegen nicht. Der Reiz mit erhöhtem Blauanteil führt demnach zu einer geringen Erhöhung des Schwellenkontrastes, die jedoch nur in einem paarweisen Vergleich signifikant ausfällt. Das partielle  $\eta^2$  von .085 entspricht einem mittleren Effekt.

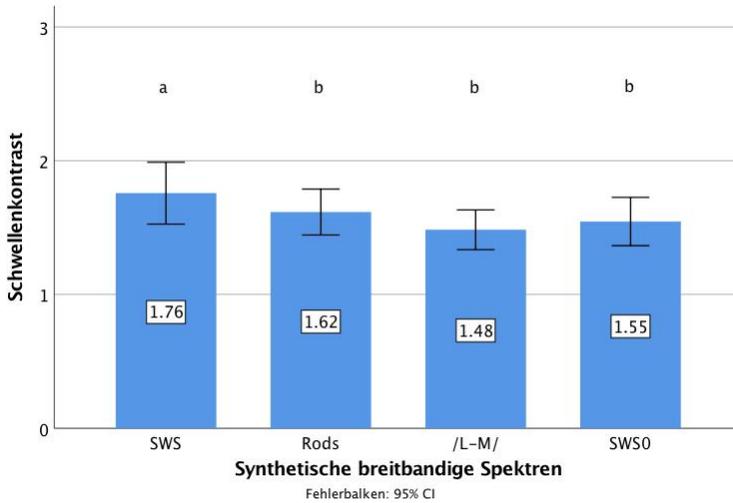


Abbildung 5.19: Schwellenkontraste der synthetischen Spektren

Tabelle 5.13: Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellenkontraste der synthetischen Spektren

| Spektren                                       | SWS  | Rods | /L-M/ | SWS-0 |
|--|------|------|-------|-------|
| $\int_{380}^{780} X_e * S(\lambda)d(\lambda)$  | 1,10 | 0,08 | 0,12  | 0,06  |
| $\int_{380}^{780} X_e * V'(\lambda)d(\lambda)$ | 0,90 | 1,02 | 0,48  | 0,57  |
| MW   | 1,76 | 1,62 | 1,48  | 1,55  |
| SD   | 0,69 | 0,51 | 0,45  | 0,54  |

### Darbietung der simulierten realen Spektren

Die Ergebnisse der Schwellenkontraste für die realen Spektren sind in Abbildung 5.20 dargestellt. Die Varianzanalyse bestätigt, dass das Spektrum der Blendquelle bei Darbietung der realen Spektren keinen signifikanten Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung zeigt ( $F(4,144)=1.035, p=.391, \text{partielles } \eta^2=.020, n=37$ ).

Die Ergebnisse dieser Reize bestätigen die Befunde der synthetischen Stimuli im Wesentlichen. Während dort der im Vergleich zu den anderen Reizen erhöhte Blauanteil des SWS-Spektrums (vgl. Abbildung 5.19) noch zu einer signifikanten Erhöhung führt, unterscheiden sich die realen Spektren nicht voneinander.

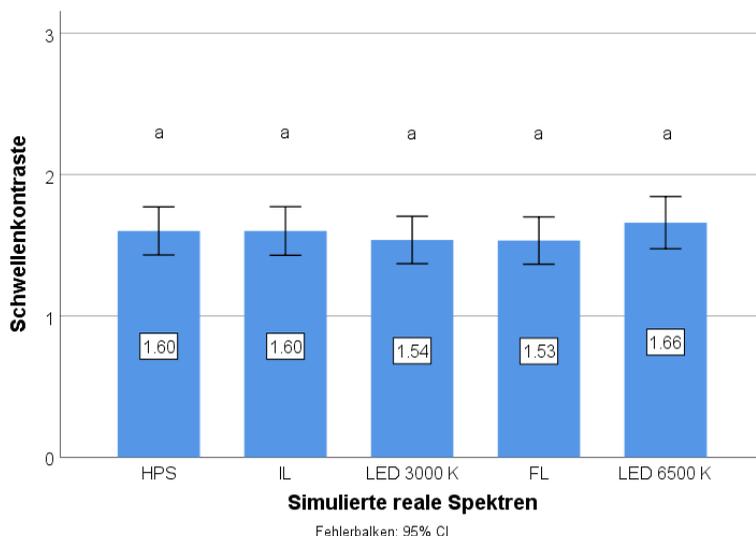


Abbildung 5.20: Schwellenkontraste der simulierten realen Spektren

Tabelle 5.14: Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellenkontraste der simulierten realen Spektren

| Spektren                                       | HPS  | IL   | LED 3000 K | FL   | LED 6500 K |
|--|------|------|------------|------|------------|
| $\int_{380}^{780} X_e * S(\lambda)d(\lambda)$  | 0,06 | 0,15 | 0,22       | 0,46 | 0,61       |
| $\int_{380}^{780} X_e * V'(\lambda)d(\lambda)$ | 0,20 | 0,49 | 0,56       | 0,45 | 0,95       |
| MW   | 1,54 | 1,66 | 1,60       | 1,60 | 1,53       |
| SD   | 0,50 | 0,55 | 0,52       | 0,51 | 0,50       |

Ein Vergleich über alle Reize (siehe Abbildung 5.21) zeigt, dass die ermittelten Kontrastschwellen aller Reize nahezu identisch sind. Die Varianzanalyse über alle breitbandigen Reize bestätigt, dass das Spektrum der Blendquelle für diesen Betrachtungsfall keinen signifikanten Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung zeigt ( $F(5.038,181.328)=2.097$ ,  $p=.067$ , partielles  $\eta^2=.055$ ,  $n=37$ ).

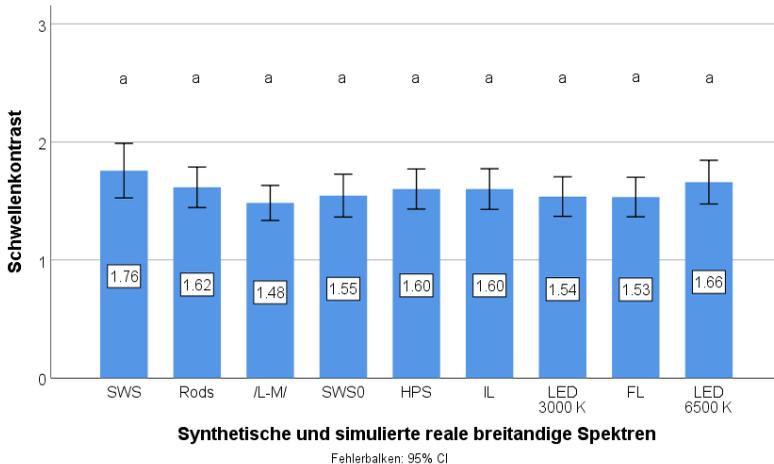


Abbildung 5.21: Schwellenkontraste aller breitbandigen Stimuli

### 5.3.3 Einfluss des Pupillendurchmessers

Da die Pupillenweite keine Abhängigkeit vom Spektrum der Blendquelle zeigt und somit nicht als Kovariate betrachtet werden muss, wird auch ein Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung ausgeschlossen, zumal keine relevanten Effekte des Spektrums der Blendquelle auf diese nachgewiesen werden konnten.

### 5.3.4 Einfluss der spektralen Verteilung des Umfeldes

#### Darbietung der schmalbandigen strahldichtegleichen Stimuli

Die Darbietung der ausgewählten schmalbandigen strahldichtegleichen Reize vor differierenden Umfeldspektralen sind in Abbildung 5.22 dargestellt. Die Reize wurden dabei wiederum zur Darstellung einer spektralen Blendempfindlichkeit miteinander verbunden. Dabei markiert die blaue Verbindungslinie wiederum das LED-Umfeld mit 3400 K, während die rote Linie das Adaptationsumfeld mit HPS-Beleuchtung darstellt.

Die Varianzanalyse mit Umfeldspektrum als Innersubjektfaktor zeigt, dass der Schwellenkontrast bei Darbietung schmalbandiger Blendreize von der spektralen Verteilung des Umfeldes abhängt ( $F(1,140)=4.924$ ,  $p=.028$ , partielles  $\eta^2=.034$ ,  $n=29$ ). Bei Darbietung des HPS-Umfeldes fällt der Schwellenkontrast dabei minimal geringer aus als bei Darbietung des LED-Umfeldes. Das partielle  $\eta^2$  von .034 entspricht einem schwachen Effekt.

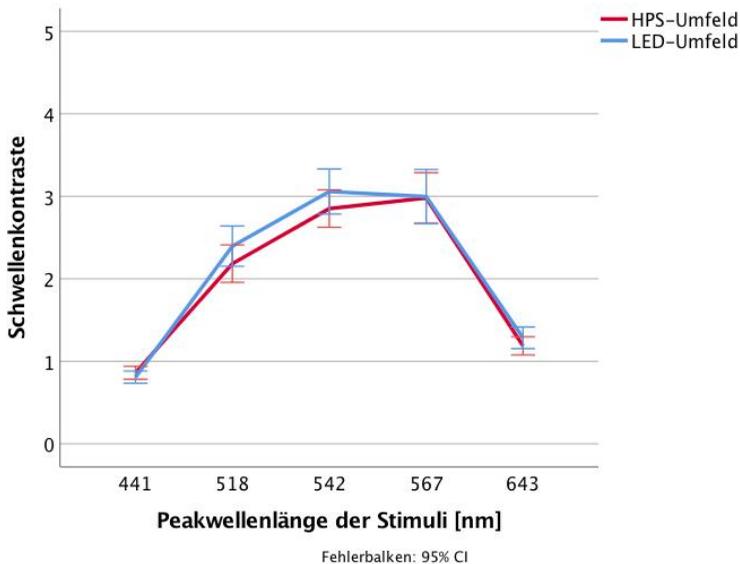


Abbildung 5.22: Vergleich der Schwellenkontraste der schmalbandigen Stimuli bei unterschiedlichem Umfeldspektrum

Der Unterschied zwischen beiden Umfeldspektrern ist dabei offensichtlich auf die Reize 518 und 542 nm zurückzuführen. Aus diesem Grund wurde für diese Reize jeweils ein t-Test gerechnet. Einzelnen betrachtet zeigen beide Stimuli keinen signifikanten Unterschied (Reiz 518 nm:  $p=.087$ , Reiz 542 nm:  $p=0.059$ ). Die Kurvenform der ermittelten Kontrastempfindlichkeiten beider Umfeldspektrern unterscheidet sich zudem augenscheinlich nicht. Das Spektrum des Umfeldes führt demnach nicht zu Interaktionseffekten.

### **Darbietung der simulierten realen Spektren**

Die erkannten Schwellenkontraste der gezeigten breitbandigen realen Spektren für beide Umfeldbeleuchtungen sind in Abbildung 5.23 dargestellt. Die Varianzanalyse mit Umfeldspektrum als Innersubjektfaktor zeigt, dass die Kontrastwahrnehmung bei Darbietung realer Spektren nicht signifikant von der spektralen Verteilung des Umfeldes abhängt ( $F(1,84)=.302$ ,  $p=.584$ , partielles  $\eta^2=.004$ ,  $n=29$ ). Der für die schmalbandigen strahlendichtegleichen Reize gefundene geringe Unterschied findet sich bei Darbietung der breitbandigen Spektren nicht wieder.

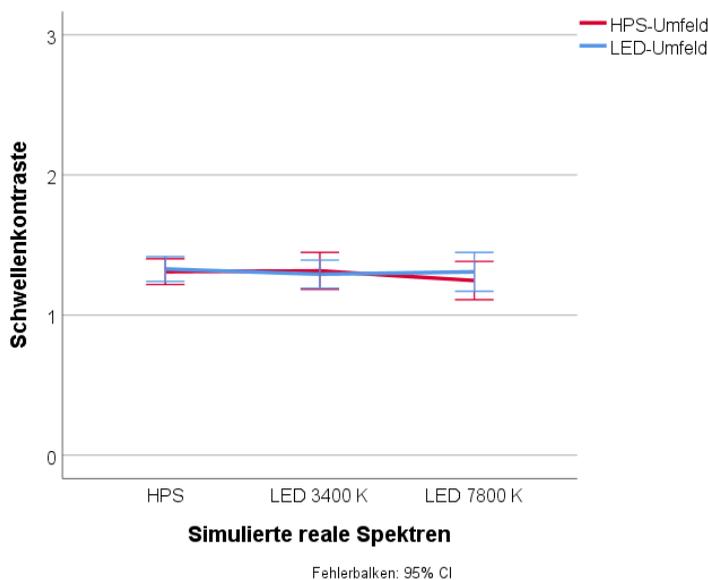


Abbildung 5.23: Schwellenkontraste simulierter realer Spektren für das LED- und HPS-Umfeld

### 5.3.5 Zusammenfassung

Im Gegensatz zu der ermittelten spektralen Blendempfindlichkeitskurve (vgl. Kapitel 5.2.1) zeigt der Verlauf der spektralen Kontrastempfindlichkeit eine gute Übereinstimmung mit der  $V(\lambda)$ -Kurve. Sowohl das Maximum als auch die Flanken der Kurve entsprechen der spektralen Hellempfindlichkeit. In den Randbereichen zeigt sich jedoch eine Erhöhung der Kontrastempfindlichkeit, was auf eine Unterbewertung oder Nicht-Linearität der gezeigten schmalbandigen Reize an den Rändern der  $V(\lambda)$ -Kurve hindeutet.

Die Ergebnisse der leuchtdichtegleichen Reize zeigen einen vergleichbaren Verlauf wie die der Blendungsbewertung (vgl. Kapitel 5.2.1), jedoch mit deutlich geringerer Ausprägung. Im kurzwelligen Bereich wurde eine signifikante Erhöhung des Schwellenkontrastes gefunden, welche mit abnehmender Wellenlänge zunimmt. Der langwellige Bereich bleibt davon unberührt. Auch für die Schwellenkontraste der leuchtdichtegleichen Stimuli wird von einem Bodeneffekt ausgegangen, der die Aussagekraft der Befunde beeinflusst.

Analog zur Bewertung der psychologischen Blendung wurde die aufgezeichnete Kontrastempfindlichkeitskurve transformiert, um den Parameter Hornhautbeleuchtungsstärke herauszurechnen. Die Verwendung des Verfahrens ist dabei aufgrund des direkten Zusammenhanges zwischen der Hornhautbeleuchtungsstärke und der

Schleierleuchtdichte zulässig (vgl. Gleichung 2.2). Die so ermittelte Kurve zeigt dann einen anderen Verlauf, welcher wiederum mit dem der leuchtdichtegleichen Reize vergleichbar ist.

Bei Darbietung der synthetischen Spektren zur gezielten Stimulation der Photorezeptoren zeigte das Spektrum einen geringen Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung. Die gezielte Erregung der S-Zapfen (SWS-Spektrum) führte bei gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke zu einer signifikanten Erhöhung des Schwellenkontrastes gegenüber dem /L-M/-Spektrum. Dies wiederum deckt sich mit den Befunden der Darbietung der schmalbandigen Reize. Hier wurde besonders im kurzwelligen Bereich eine signifikante Erhöhung des Schwellenkontrastes gefunden. Es liegt nahe, dass der deutlich erhöhte Anteil kurzwelliger Strahlung beim SWS-Spektrum zu gleichen Effekten führt. Die Effektstärke ist hierbei jedoch deutlich geringer.

Bei Darbietung der realen Spektren zeigte sich kein Einfluss auf den Schwellenkontrast. Bei ausgewogenerem Verhältnis der verschiedenen spektralen Anteile (im Vergleich zur gezielten Stimulation der S-Zapfen) nivelliert sich offensichtlich ein Einfluss des Spektrums auf die Schleierleuchtdichte. Es ist somit davon auszugehen, dass die spektrale Verteilung der Blendquellen bei realen breitbandigen Spektren keinen Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung zeigt.

Das Spektrum des Umfeldes zeigte bei Darbietung der strahldichtegleichen Peaks einen signifikanten Einfluss. Dieser war jedoch gegenläufig zur Blendungsbewertung (tendenziell geringere Schwellenkontraste bei HPS-Umfeld) und mit geringer Effektstärke. Der paarweise Vergleich der realen Spektren zeigte keinen Unterschied zwischen den einzelnen Reizen. Bei Darbietung der breitbandigen Stimuli zeigte das Umfeldspektrum keinerlei Effekt auf die Kontrastwahrnehmung. Es wird demnach davon ausgegangen, dass das Umfeldspektrum keine relevante Einflussgröße für die Kontrastwahrnehmung in dem verwendeten Setup darstellt. Dies deckt sich mit den Erwartungen (vgl. Kapitel 4.3.3).

## 5.4 Interpretation der Ergebnisse und Vergleich mit der Literatur

### 5.4.1 Psychologische Blendung

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen zeichnen ein schlüssiges Gesamtbild und liefern einen konsistenten Erklärungsansatz für die erhöhte Blendempfindlichkeit im kurzwelligen sichtbaren Strahlungsbereich.

Die im Rahmen dieser Arbeit ermittelte spektrale Blendempfindlichkeitskurve zeigt deutliche Abweichungen von der  $V(\lambda)$ -Kurve, welche die Grundlage für jede lichttechnische Größe darstellt [Schreuder, 2010]. Die Kurve zeigt dabei eine Verschiebung des Maximums hin zu kürzeren Wellenlängen sowie eine Änderung der ansteigenden und abfallenden Flanke. Um die Blendempfindlichkeit mit den Kurven von Bodrogi et al. [Bodrogi et al., 2011] und Fekete et al. [Fekete et al., 2010], [Fekete et al., 2006] zu vergleichen, wurden die Werte der Stützstellen dieser Arbeit aus den Graphen der von Bodrogi und Fekete ermittelten Kurven abgelesen (Mittelwerte bei Bodrogi et al., Kurve um  $5^\circ$  vertikal nach oben versetzt bei Fekete et al.). Nichtlineare Zusammenhänge der Kurven wurden dabei nicht berücksichtigt. Alle Kurven wurden auf eins normiert und sind zusammen in Abbildung 5.24 in relativer Darstellung abgebildet. Es zeigt sich, dass die Verläufe der Kurven vergleichbar sind. Sowohl die Maxima als auch die Flanken weisen ähnliche Verläufe auf. Bodrogi et al. und Fekete et al. ließen dabei ihre Probanden die Helligkeit der Blendquelle so einstellen, dass diese einer mittleren Bewertung auf der de Boer-Skala entspricht. Die im Rahmen dieser Arbeit ermittelte Kurve wurde durch die Bewertung strahl-dichtegeleicher – und somit photometrisch unbewerteter – Reize bestimmt.

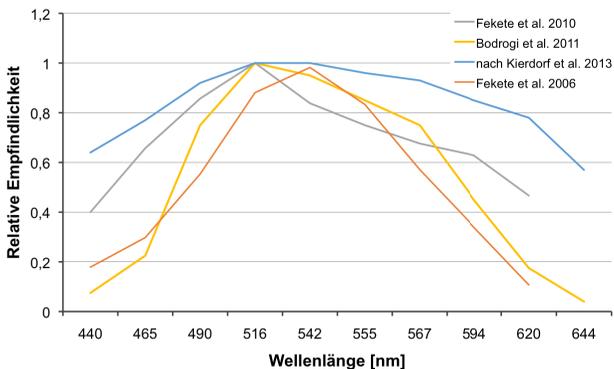


Abbildung 5.24: Vergleich spektraler Blendempfindlichkeitskurven verschiedener Autoren

Die in der vorliegenden Arbeit ermittelte spektrale Blendempfindlichkeit zeigte jedoch keinerlei Übereinstimmung mit der Blendungsbewertung realer Spektren (vgl. Kapitel 5.2.2). Eine Vorhersage der psychologischen Blendung basierend auf der ermittelten Kurve ist demnach nicht möglich. Dem folgend kann eine spektrale Blendempfindlichkeitskurve anscheinend nicht durch additive Zusammensetzung schmalbandiger Reize bestimmt werden. Vielmehr erscheint es nötig, die Hornhautbeleuchtungsstärke als determinierenden Faktor dabei mit zu berücksichtigen.

Dies wurde in der vorliegenden Arbeit rein rechnerisch umgesetzt, wobei Einschränkungen durch einen nichtlinearen Zusammenhang beider Parameter vernachlässigt wurden (vgl. Kapitel 5.2.1). Die ermittelte spektrale Blendempfindlichkeitskurve wurde entsprechend transformiert. Die so ermittelte neue relative Blendempfindlichkeit zeigt dann einen anderen Verlauf. Dieser wiederum deckt sich akzeptabel mit der ermittelten Blendempfindlichkeit bei Darbietung von Blendreizen mit gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke (vgl. Kapitel 5.2.1). Beide Kurven zeigen einen deutlichen Anstieg der Blendungsbewertung mit abnehmender Wellenlänge. In Abbildung 5.25 ist die auf eins normierte transformierte spektrale Blendempfindlichkeit zusammen mit den Empfindlichkeitskurven der Stäbchen und S-Zapfen abgebildet.

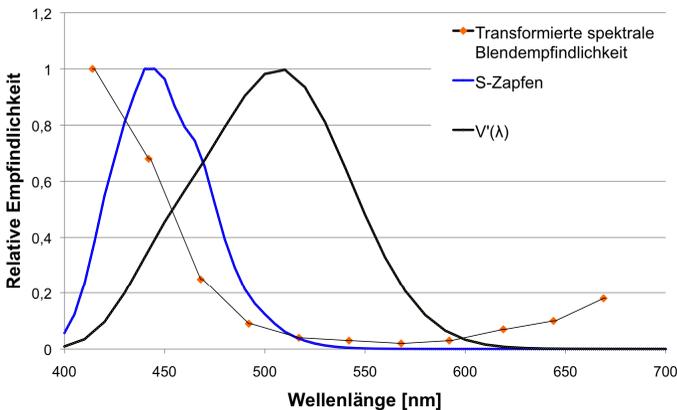


Abbildung 5.25: Vergleich der transformierten spektralen Blendempfindlichkeit mit den Sensitivitätskurven der S-Zapfen und Stäbchen nach [Niedling and Völker, 2016]

Es zeigt sich, dass die hier bestimmte spektrale Blendempfindlichkeit akzeptabel mit der Empfindlichkeitskurve der S-Zapfen übereinstimmt. Die Abweichung der kurzwelligen Blendreize und die Verschiebung des Maximums kann dabei gegebenenfalls auf einen mathematischen Effekt zurückgeführt werden. Die sehr geringen Beleuchtungsstärken in den Randbereichen des sichtbaren Spektrums (vgl. Tabelle 4.2) führen bei der Transformation unter Umständen zu einer überproportionalen Erhöhung. Die Übereinstimmung mit der Sensitivitätskurve der Stäbchen hingegen

ist gering. Dabei zeigt der gegenläufige Verlauf der Flanken, dass offensichtlich kein Zusammenhang zwischen der Stimulation der Stäbchen und der Blendungsbewertung besteht.

Vergleicht man diesen Befund mit den in Kapitel 3.1.2 vorgestellten Arbeiten, so zeigen sich deutliche Differenzen. Hier wäre es in folgenden Arbeiten interessant zu prüfen, inwieweit die Daten früherer Untersuchungen ebenfalls transformiert werden können, zumal zumindest die Form der Kurven von Bodrogi et al. und Fekete et al. mit der in dieser Arbeit ermittelte Kurve vergleichbar ist (vgl. oben). Gegebenenfalls kann so auch in diesen Arbeiten ein determinierender Einfluss der Hornhautbeleuchtungsstärke bestätigt und aus den ermittelten Kurven herausgerechnet werden. Unter Umständen zeigt sich dann auch in diesen Arbeiten ein Einfluss der S-Zapfen auf die Blendungsbewertung. Der Ansatz von Bullough [Bullough, 2009], zur  $V(\lambda)$ -Kurve (und damit des photometrischen Wertes) die S-Zapfen-Kurve hinzuzunehmen, deckt sich hingegen anscheinend mit den hier vorgestellten Ergebnissen gut. Dies sollte jedoch fortführend überprüft werden. Auf die Überprüfung der Berechnungsmodelle einer äquivalenten Blendleuchtdichte bzw. Blendfunktionen [Akashi et al., 2013], [Kimura-Minoda and Ayama, 2011] wird an dieser Stelle verzichtet, da auch diese anscheinend keinen allgemeingültigen Ansatz liefern.

Diese Beobachtung wird auch durch die Ergebnisse der Darbietung breitbandiger realer Spektren bestätigt. Die Bewertung der psychologischen Blendung bei Darbietung dieser Reize zeigt eine gute Übereinstimmung mit der Stimulation der S-Zapfen im Bereich von 1,4 Skaleneinheiten auf der verwendeten Bewertungsskala. Die Übereinstimmung mit der Stimulation der Stäbchen hingegen ist geringer. Den höchsten Zusammenhang mit der Blendungsbewertung zeigt die ähnlichste Farbtemperatur der Blendquelle, wobei auch dieser Befund die obigen Betrachtungen stützt.

Die Berechnung der ähnlichsten Farbtemperatur CCT erfolgt nach Robertson [Robertson, 1968] im uv-Farbraum, wobei die uv-Koordinaten aus den Normfarbwerteanteilen  $x$  und  $y$  berechnet werden. Diese wiederum werden aus den Normfarbwerten  $X$ ,  $Y$  und  $Z$  ermittelt, welchen durch Wichtung der spektralen Strahldichte mit den CIE-Normspektralwertfunktionen  $\bar{x}(\lambda)$ ,  $\bar{y}(\lambda)$  und  $\bar{z}(\lambda)$  gebildet werden können [CIE, 2004]. Die Bestimmung der CCT basiert somit auf den Normspektralwertfunktionen. Diese Kurven entsprechen zwar nicht den Empfindlichkeitskurven der drei Zapfentypen, zumindest die  $\bar{z}(\lambda)$ -Kurve deckt sich jedoch mit der Sensitivitätskurve der S-Zapfen sehr gut (siehe Abbildung 5.26). Die  $\bar{y}(\lambda)$ -Kurve ist dabei deckungsgleich mit der  $V(\lambda)$ -Kurve. Der Normfarbwert  $Z$  bildet demnach in etwa die Stimulation der S-Zapfen ab, wohingegen  $Y$  die relative (bei Multiplikation mit dem photometrischen Strahlungsäquivalent  $k_m$  die absolute) Leuchtdichte darstellt. Im Rahmen dieser Arbeit wurden die  $2^\circ$ -Normspektralwertfunktionen verwendet (vgl. [CIE, 2004]).

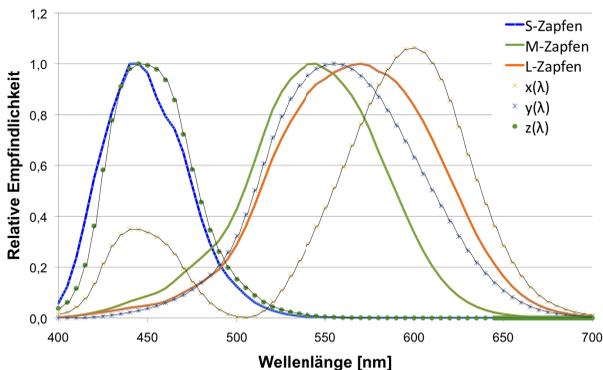


Abbildung 5.26: Vergleich der Normspektralwertfunktionen  $\bar{x}(\lambda)$ ,  $\bar{y}(\lambda)$  und  $\bar{z}(\lambda)$  nach [CIE, 2004] mit den Empfindlichkeitskurven der S-, M- und L-Zapfen

Um den Zusammenhang der CCT der in den Untersuchungen verwendeten Spektren mit der Blendungsbewertung zu untersuchen, wurden für diese Spektren die Normfarbwerte nach dem obigen Verfahren bestimmt und zusammen mit der ähnlichsten Farbtemperatur in einem Diagramm abgetragen (Abbildung 5.27).

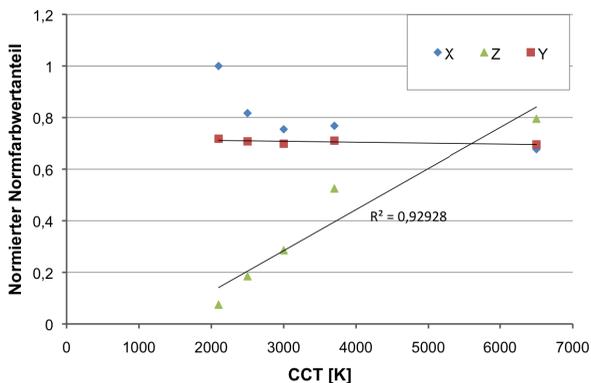


Abbildung 5.27: Relative Normfarbwerte der gezeigten realen Spektren bezogen auf die CCT

Es zeigt sich, dass eine höhere CCT bei gleicher Leuchtdichte der Blendquelle (gleicher Y-Normfarbwert) mit einer Erhöhung der Z-Komponente einhergeht beziehungsweise durch diese bedingt wird. Eine ansteigende ähnlichster Farbtemperatur führt somit bei gleicher Leuchtdichte zu einer erhöhten Stimulation der S-Zapfen. Da die Blendungsbewertung der realen Spektren mit zunehmender CCT ansteigt (vgl. Kapitel 5.2.2), bildet diese Beobachtung den Zusammenhang der Blendungsbewertung mit der Stimulation der S-Zapfen ab und stützt diesen.

Die Darbietung der synthetischen Spektren zur gezielten Stimulation verschiedener Photorezeptoren stützt diese Befunde dabei im Wesentlichen. Die Ergebnisse sind hierbei jedoch nicht eindeutig und fordern eine weitergehende Differenzierung. Der Reiz zur gezielten Stimulation der S-Zapfen (SWS) führt zur höchsten Störwirkung. Allerdings wird der Reiz zur gezielten Stimulation der Stäbchen (Rods) in etwa gleich störend bewertet. Das Kontrollspektrum zur Stimulation der S-Zapfen (SWS0) zeigt hingegen eine deutlich geringere Störwirkung. Einen Erklärungsansatz hierfür liefert hingegen eine deutliche geringere Störwirkung. Einen Erklärungsansatz hierfür liefert möglicherweise der Farbort der Reize (vgl. Abbildung 5.28).

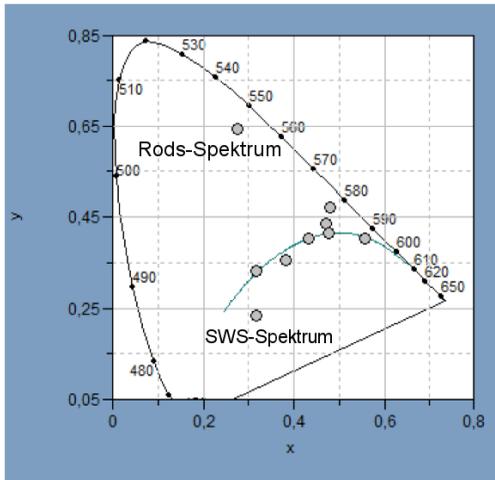


Abbildung 5.28: Farborte der gezeigten breitbandigen Reize

Während die Spektren SWS-Spektrum, /L-M/-Spektrum und SWS0-Spektrum in der Nähe des Planckschen Kurvenzuges liegen, zeigt das Rods-Spektrum einen deutlichen Abstand zu diesem. Dies zeigt auch die ähnlichste Farbtemperatur der Reize. Für die Stimuli nahe Planck können ähnlichste Farbtemperaturen bestimmt werden. Die Reize liegen demnach auf den Juddschen Geraden. Für das Rods-Spektrum hingegen kann keine CCT bestimmt werden. Das Erscheinungsbild dieses Reizes war ein gesättigtes Grün. Die anderen Reize erschienen in Weißtönen. Diese zeigten zwar aufgrund der Abweichungen vom Planckschen Kurvenzug teilweise auch farbliche Nuancen, jedoch waren diese nicht so prägnant wie das gesättigte Grün des Rods-Spektrums. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass das Erscheinungsbild einer gesättigten Farbe die Störwirkung zusätzlich beeinflusst und gegebenenfalls zu einer Erhöhung führt.

Die Befunde bisheriger Arbeiten zu diesem Thema stimmen dabei im Wesentlichen mit den Ergebnissen dieser Arbeit überein. In den hier durchgeführten Untersuchungen führten unterschiedliche Spektren, bei gleicher Hornhautbeleuchtungs-

stärke durch die Blendquelle, zu einem Unterschied von 1,4 Skaleneinheiten. Bisherige Arbeiten zeigen einen Unterschied von etwa 1,5 Skaleneinheiten (vgl. Kapitel 3.1.1). Die Erhöhung der Störwirkung wurde dabei auf eine erhöhte Stimulation der S-Zapfen zurückgeführt. Dies deckt sich mit den Befunden von [Bullough et al., 2002], [Sivak et al., 2005], [Schmidt, 2006] und [Kooi and Alferdinck, 2004]. Ferner würde eine Gasentladungslampe eines Kfz-Scheinwerfers mit einer angenommenen CCT größer 4150 K [Osram, 2010] nach dem in Abbildung 5.11 dargestellten Zusammenhang zwischen der ähnlichsten Farbtemperatur und der Blendungsbewertung zu einer Erhöhung dieser um etwa eine Skaleneinheit führen. Diese Erhöhung findet sich in den erhobenen Daten von [Flannagan, 1999], [Bullough et al., 2002], [Sivak et al., 2005], [Schmidt, 2006] und [Völker, 2017] wieder und stützt somit die Ergebnisse dieser Arbeit. Etwaige Befunde aus der Literatur, die eine erhöhte Blendempfindlichkeit durch eine Stimulation der Stäbchen begründen, können dabei unter Umständen auf die große gemeinsame Schnittmenge der Sensitivitätskurven der S-Zapfen und Stäbchen zurückgeführt werden (vgl. Kapitel 4.4). Für die differierenden Ergebnisse bei Darbietung schmalbandiger Blendreize wurde ein möglicher Erklärungsansatz aufgezeigt.

Das Niveau der Blendungsbewertung auf einer neunstufigen Skala wird demnach maßgeblich von der Hornhautbeleuchtungsstärke durch die Blendquelle bestimmt. Das Spektrum des Adaptationsumfeldes zeigt dabei keinen Einfluss auf die Form der ermittelten spektralen Blendempfindlichkeit oder den Unterschied zwischen den gezeigten breitbandigen Reizen. Jedoch konnte ein systematischer Unterschied zwischen den gezeigten Umfeldspektren festgestellt werden. Das Umfeld mit LED-Spektrum führte dabei zu einer geringeren Störwirkung als das Umfeld mit dem HPS-Spektrum. Aufgrund der Darbietungsposition der Blendquelle ( $4^\circ$ ) ist davon auszugehen, dass sowohl Zapfen als auch Stäbchen am Adaptationsprozess beteiligt sind. Die gesetzte Umfeldleuchtdichte von  $0,05 \text{ cd/m}^2$  liegt im mesopischen Bereich, so dass beim Adaptationsniveau mesopische Leuchtdichten zu verwenden sind. Das LED-Spektrum führt dabei zu höheren mesopischen Leuchtdichten als das HPS-Spektrum und damit zu einem höheren Adaptationsniveau. Dies führt zu einer geringeren Störwirkung.

## 5.4.2 Physiologische Blendung

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen zeigen, dass das Spektrum einer Blendquelle unter den getesteten Bedingungen keinen relevanten Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung zeigt. Für breitbandige Blendreize wurde kein signifikanter Einfluss der spektralen Verteilung auf den Schwellenkontrast gefunden. Dieser Befund wird durch die Ergebnisse der Darbietung schmalbandiger Reize gestützt. Bei gleicher Strahldichte der Blendstimuli folgte der Schwellenkon-

trast eines foveal dargebotenen achromatischen Sehzeichens der  $V(\lambda)$ -Kurve. Lediglich in den Randbereichen der Kurve wurde eine Erhöhung festgestellt. Diese fällt dabei im kurzwelligen Strahlungsbereich größer aus. Die Daten der schmalbandigen Blendreize mit gleicher Leuchtdichte bestätigen dies, wobei hier nur im kurzwelligen Bereich ein Anstieg des Schwellenkontrastes gefunden wurde. Die Erhöhung in den Randbereichen der  $V(\lambda)$ -Kurve wird dabei auf eine mögliche Unterbewertung der relativ hohen Strahldichten zurückgeführt. Auch die Ergebnisse der synthetischen breitbandigen Reize stützen diese Beobachtung. Hier zeigt nur der Reiz zur gezielten Stimulation der S-Zapfen eine geringe, jedoch signifikante Erhöhung des Schwellenkontrastes. Diese kann möglicherweise auf den, im Vergleich zu den anderen Spektren, deutlich erhöhten kurzwelligen Strahlungsanteil zurückgeführt werden. Es wurde demnach kein relevanter Einfluss der spektralen Verteilung einer Blendquelle auf die Schleierleuchtdichte festgestellt.

Die Ergebnisse decken sich im Wesentlichen mit denen früherer Arbeiten zu diesem Thema. Wie in Kapitel drei dargestellt, zeigt der Großteil der durchgeführten Arbeiten, dass das Spektrum einer Blendquelle (bei breitbandigen Reizen) keinen Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung zu haben scheint [Flannagan, 1999], [Bullough et al., 2002], [Bullough et al., 2003], [Schmidt, 2006]. Dies wird gestützt durch die Untersuchungen von Coppens [Coppens et al., 2006] und Wooten [Wooten and Geri, 1987]), die in systematischen Untersuchungen nachweisen, dass der Lichtschleier im Auge spektral neutral ist. Die Autoren verwendeten dabei in ihren Untersuchungen unterschiedliche Methoden, was den Befund somit mehrfach stützt.

Lediglich Zydek [Zydek, 2014] kommt zu dem Ergebnis, dass ein erhöhter Blauanteil im Spektrum einer Blendquelle zu einer Verschlechterung der Kontrastwahrnehmung führt, wobei dies nach Zydek nur für peripher dargebotene Sehobjekte gilt. Dies führt der Autor auf einen Beitrag der Stäbchen bei der Kontrastwahrnehmung zurück. Der im Blendfall entstehende Lichtschleier im Auge ist nach Meinung des Autors spektral neutral. Zydek erstellt in seiner Arbeit eine spektrale Kontrastempfindlichkeitskurve im Blendfall, welche ein verschobenes Maximum in Richtung kurzwelliger Strahlung zeigt. Die Kurve wird dabei additiv aus ermittelten Strahldichten schmalbandiger Reize zusammengesetzt, welche jeweils zu einer Erhöhung des Schwellenkontrastes ohne Blendung führen (vgl. Kapitel 3.2). Die Angabe photometrischer Größen bleibt der Autor jedoch schuldig. Träfe die Annahme des Autors zu, müsste die ermittelte spektrale Kontrastempfindlichkeit vom Beitrag der Stäbchen und somit vom Adaptationsniveau abhängig sein, was der Autor jedoch nicht prüft.

Um die von Zydek bestimmte spektrale Kontrastempfindlichkeit (vgl. Abbildung 3.7) mit der in dieser Arbeit ermittelten zu vergleichen, wurde der Versuch unternommen, die relativen Empfindlichkeiten der Arbeit von Zydek in photometrische Größen zu transformieren. Dazu wurde die relative Empfindlichkeit jedes gezeigten schmalban-

digen Reizes (nur die in der Arbeit genannte monochromatische Peakwellenlänge des Reizes bei einer HWB von 7 nm) mit den entsprechenden Werten der  $V(\lambda)$ -Kurve multipliziert. Die so errechneten photometrischen Werte wurden auf eins normiert und sind in Tabelle 5.15 abgebildet.

Tabelle 5.15: Relative spektrale Kontrastempfindlichkeit nach Zydek 2014 und berechnete zugehörige photometrische Größen

| Reiz-Peakwellenlänge [nm]                | 455   | 506   | 519   | 553   | 569   | 598   | 627   |
|--|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| relative Strahldichte                    | 0,24  | 0,97  | 1     | 0,63  | 0,57  | 0,37  | 0,18  |
| $V(\lambda)$ -Wert                       | 0,049 | 0,431 | 0,690 | 0,995 | 0,960 | 0,660 | 0,300 |
| $V(\lambda)$ -gewichteter relativer Wert | 0,02  | 0,61  | 1,00  | 0,91  | 0,79  | 0,35  | 0,08  |

Durch diese Betrachtung soll dem determinierenden Einfluss der Hornhautbeleuchtungsstärke auf die Schleierleuchtdichte (vgl. Gleichung 2.2) Rechnung getragen werden. Abbildung 5.29 zeigt den Vergleich der in dieser Arbeit ermittelten und der von Zydek transformierten spektralen Kontrastempfindlichkeit. In dieser Arbeit wurde dabei der Schwellenkontrast schmalbandiger Blendreize mit unterschiedlichen Hornhautbeleuchtungsstärken bestimmt. Bei Zydek wurden, nach der hier durchgeführten Transformation, Hornhautbeleuchtungsstärken schmalbandiger Blendreize bestimmt, die zu einer Erhöhung eines festgelegten Schwellenkontrastes führen.

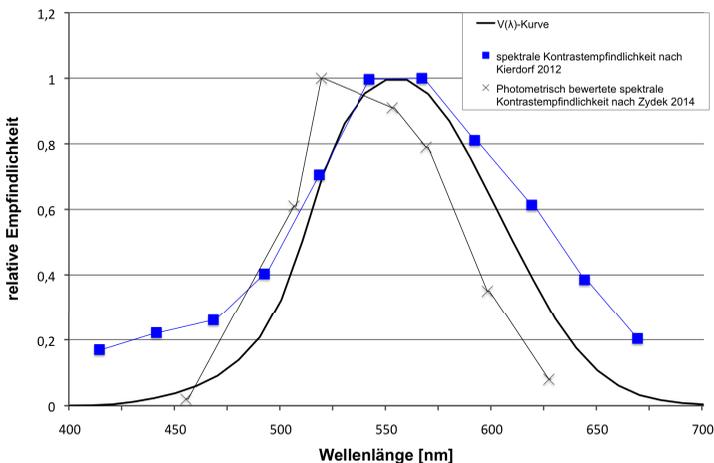


Abbildung 5.29: Vergleich der berechneten relativen spektralen Kontrastempfindlichkeit nach Zydek 2014 mit der spektralen Kontrastempfindlichkeit nach Kierdorf 2012

In Tabelle 5.15 wird ersichtlich, dass die von Zydek festgestellte Erhöhung der relativen Kontrastempfindlichkeit im kurzwelligen Strahlungsbereich bei Wichtung mit  $V(\lambda)$  deutlich geringer ausfällt. Das Maximum der von Zydek gezeigten Kurve liegt zwischen den Reizen mit den Peakwellenlängen von 506 und 519 nm, dass der transformierten Blendempfindlichkeit zwischen 519 und 553 nm. Insgesamt folgt die transformierte Kurve mehr der  $V(\lambda)$ -Kurve als der  $V'(\lambda)$ -Kurve (vgl. Abbildung 3.7). Der Vergleich der beiden spektralen Kontrastempfindlichkeiten zeigt eine akzeptable Übereinstimmung. Auffällig ist dabei der Reiz mit der Peakwellenlänge 519 nm, welcher das Maximum der Kurve von Zydek verschiebt. Dabei muss jedoch beachtet werden, dass bei Zydek nur sieben Probanden an der Untersuchung teilnahmen. In den angegebenen Daten ist dabei ersichtlich, dass bei einem der Probanden eine, im Vergleich zu den anderen Probanden, deutlich geringe Strahldichte für den Reiz mit der Peakwellenlänge von 553 nm verzeichnet wurde, welche die gemittelte relative Empfindlichkeit über alle Probanden vermutlich verringert. Dies beeinflusst unter Umständen die Form der Kurve merklich. Eine Probandenanzahl von sieben wird zudem zur Ermittlung einer relativen Kontrastempfindlichkeit als nicht hinreichend betrachtet. Ferner müssten zusätzlich die differierenden Winkel zwischen Blendquelle und Sehzeichen berücksichtigt werden ( $2,15^\circ$ – $3,15^\circ$  peripher), welche in die Formel für die Schleierleuchtdichte quadratisch eingehen (vgl. Gleichung 2.2). Dies erhöht vermutlich die Streuung der Daten. Die Aussagekraft von Zydeks Ergebnissen kann folglich angezweifelt werden.

Ungeachtet dessen ist es jedoch anscheinend möglich, die Befunde von Zydek unter Berücksichtigung der Hornhautbeleuchtungsstärke in akzeptable Übereinstimmung mit denen dieser Arbeit zu bringen. Der Ort der Abbildung des Sehzeichens auf der Netzhaut wäre somit von untergeordneter Bedeutung, solange dieser konstant gehalten wird. Diese stützt die obigen Ausführungen zum Einfluss des Spektrums einer Blendquelle auf den Schwellenkontrast und somit auf das Streulicht im Auge. Die Untersuchung von Sammarco [Sammarco et al., 2009] wird hierbei nicht weiter betrachtet, da deren Ergebnisse nicht zweifelsfrei auf die Änderung des Spektrums zurückgeführt werden können.

Das Spektrum der Umfeldbeleuchtung zeigt in diesen Untersuchungen keinen relevanten Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung. Dies deckt sich mit den Erwartungen, da das Sehzeichen und dessen direktes Umfeld in allen Versuchen konstant gehalten wurde (Darstellung des Sehzeichens auf einem Monitor).

### 5.4.3 Überprüfung der Hypothesen

- H1 Das Spektrum einer Blendquelle beeinflusst das subjektive Blendempfinden.  
► Die Hypothese wurde bestätigt. Sowohl für schmalbandige als auch für breitbandige Blendreize zeigte die Blendungsbewertung eine Abhängigkeit vom Spektrum der Blendquelle.
- H2 Bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung erhöht sich bei gleicher Leuchtdichte der Blendquelle die Blendungsbewertung.  
► Die Hypothese wurde bestätigt. Für schmalbandige Blendreize erhöhte sich die Blendungsbewertung mit abnehmender Wellenlänge. Auch breitbandige Blendreize mit erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung wurden im Vergleich störender bewertet.
- H3 Die Blendungsbewertung breitbandiger Blendreize erhöht sich bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung bis zu 1,5 Skaleneinheiten auf einer neunstufigen Skala.  
► Die Hypothese wurde bestätigt.
- H4 Die Stimulation der S-Zapfen determiniert die Erhöhung der Blendungsbewertung bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung.  
► Die Hypothese wurde bestätigt. Schmalbandige Blendreize zeigten unter Berücksichtigung der Hornhautbeleuchtungsstärke eine gute Übereinstimmung mit der Sensitivitätskurve der S-Zapfen. Breitbandige Blendreize bildeten bei Wichtung mit der Sensitivitätskurve der S-Zapfen den Unterschied der Blendungsbewertung von 1,4 Skaleneinheiten sehr gut ab.
- H5 Eine durch Darbietung schmalbandiger Blendreize ermittelte additiv zusammengesetzte spektrale Blendempfindlichkeitskurve zeigt gegenüber der  $V(\lambda)$ -Kurve eine erhöhte Empfindlichkeit im kurzwelligen Strahlungsbereich.  
► Die Hypothese wurde bestätigt. Das Maximum der Kurve verschiebt sich in Richtung der kurzwelligen Strahlung. Ferner zeigen die Flanken der Kurve eine Änderung der Krümmung.
- H6 Eine durch Darbietung schmalbandiger Blendreize ermittelte additiv zusammengesetzte spektrale Blendempfindlichkeitskurve eignet sich nicht zur Vorhersage der Störwirkung breitbandiger Blendreize.  
► Die Hypothese wurde bestätigt. Die Blendungsbewertung zeigt keine Übereinstimmung bei Wichtung breitbandiger Blendreize mit der ermittelten spektralen Blendempfindlichkeitskurve.

- H7 Das Spektrum der Umfeldbeleuchtung beeinflusst die Blendungsbewertung farbiger Blendreize.
- ▶ Die Hypothese wurde abgelehnt. Eine Änderung des Umfeldspektrums führte zu keiner Interaktion der Bewertung schmalbandiger farbiger Blendreize. Jedoch zeigte sich ein systematischer Unterschied zwischen den gezeigten Umfeldspektralen, der auf eine mesopische Bewertung des Adaptationsumfeldes zurückgeführt wurde.
- H8 Das Spektrum einer Blendquelle beeinflusst nicht die Kontrastwahrnehmung eines foveal dargebotenen Sehzeichens.
- ▶ Die Hypothese wurde im Wesentlichen bestätigt. Das Spektrum der Blendquelle zeigte keinen relevanten Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung breitbandiger Reize. Bei Darbietung schmalbandiger Reize wurde eine Erhöhung des Schwellenkontrastes an den Rändern der  $V(\lambda)$ -Kurve festgestellt.
- H9 Das Spektrum einer Blendquelle beeinflusst den Pupillendurchmesser.
- ▶ Die Hypothese wurde abgelehnt. Der Durchmesser der Pupille zeigte keine Abhängigkeit vom Spektrum der Blendquelle.

#### 5.4.4 Gültigkeit der Ergebnisse

Im vorherigen Kapitel wurde gezeigt, dass die Befunde dieser Arbeit einen plausiblen Erklärungsansatz für differierende Ergebnisse bisheriger Untersuchungen zum Einfluss des Spektrums auf die Blendung liefern. Unter Berücksichtigung aller beeinflussenden Parameter können diese dabei anscheinend ineinander überführt werden. Dessen ungeachtet können die Befunde nicht ohne Weiteres auf andere als in der Untersuchung gezeigte Szenarien übertragen werden. Im Folgenden wird die Gültigkeit der Ergebnisse diskutiert.

Da die Untersuchungen mit einer konstanten Größe der Blendquelle (hier  $0,23^\circ$ ) durchgeführt wurden, kann ein Size-of-Source-Effekt nicht ausgeschlossen werden. Möglicherweise führen deutlich größere Blendquellen hier zu abweichenden Ergebnissen. Die Ergebnisse bisheriger Arbeiten hierzu bestätigen die Befunde jedoch für Blendquellengrößen bis  $0,6^\circ$  (vgl. Kapitel 3.1.1).

Gleiches gilt für die Position der Blendquelle. Hier zeigten die Arbeiten von Bullough [Bullough, 2009] und Fekete [Fekete et al., 2010] differierende spektrale Blendempfindlichkeiten mit zunehmender Exzentrizität der Blendquelle. Der Einfluss der Stimulation der S-Zapfen wird dabei größer. Dieser Parameter wurde im Rahmen dieser Arbeit nicht betrachtet. Vor dem Hintergrund der gefundenen Ergebnisse erscheint eine aufbauende Arbeit hierzu sinnvoll.

Ferner wurden die Daten in dieser Arbeit für ein festgelegtes corneales Beleuchtungsstärkeniveau erhoben. Auch hier kann nicht ausgeschlossen werden, dass differierende Hornhautbeleuchtungsstärken das Ergebnis beeinflussen. Hier zeigt die Literatur jedoch vergleichbare Ergebnisse für unterschiedliche Hornhautbeleuchtungsstärken (vgl. Tabelle 3.1). Dies wird gestützt durch die Ausführungen von Völker [Völker, 2017], der eine konstante spektrale Abhängigkeit für einen großen Leuchtdichtebereich der Blendquelle zeigt.

Die Ergebnisse zum Einfluss des Spektrums auf den Pupillendurchmesser beruhen auf zwölf Datensätzen. Hier wäre es denkbar, dass eine höhere Fallzahl zu signifikanten Ergebnissen führt, zumal die Änderung der Pupillenweite bei den Spektren mit erhöhtem Blauanteil (SWS-Spektrum und LED 6500 K, vgl. Kapitel 5.2.3) etwas geringer ausfällt.

Nicht zuletzt kann nicht ausgeschlossen werden, dass eine feinere Abstufung der auf dem Monitor gezeigten Kontraste geringe Effekte des Spektrums der Blendquelle auf die Kontrastwahrnehmung aufzeigt. Auch hier spricht die Literatur zwar dagegen, was jedoch nicht als stichhaltiger Beweis interpretiert werden sollte. Im Rahmen dieser Arbeit wurde das verwendete Verfahren jedoch als sensitiv genug betrachtet, um relevante Effekte im Straßenverkehr zu untersuchen (vgl. Kapitel 4.3.3).



## Kapitel 6

# Vorschlag eines Bewertungsmodells für psychologische Blendung

In der vorliegenden Arbeit wurde eine anscheinend belastbare physiologische Erklärung für eine erhöhte Störwirkung einer Blendquelle mit erhöhtem Anteil kurzweiliger Strahlung gefunden. Dabei wurde gezeigt, dass die Befunde früherer Arbeiten gut ineinander überführbar sind und im Wesentlichen mit denen dieser Arbeit übereinstimmen. Zudem wurde bestätigt, dass das Spektrum realer breitbandiger Blendreize keinen relevanten Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung zeigt. Der durch die Blendquelle im Auge erzeugte Lichtschleier verhält sich demnach spektral neutral.

Dem folgend muss das Spektrum einer Blendquelle bei der Bewertung der physiologischen Blendung nicht berücksichtigt werden. Vielmehr zeigte sich der determinierende Parameter Hornhautbeleuchtungsstärke als geeigneter Prädiktor. Der in der europäischen Straßenbeleuchtungsnorm DIN-EN 13201 verankerte TI-Wert (vgl. Kapitel 2.4) bedarf somit anscheinend keiner spektralen Anpassung.

Der festgestellte Zusammenhang zwischen dem kurzweiligen Strahlungsanteil einer Blendquelle, welcher die S-Zapfen stimuliert, und der psychologischen Blendung führt hingegen zu der Schlussfolgerung, dass das Spektrum der Blendquelle für ein exaktes Modell zur Vorhersage der psychologischen Blendung berücksichtigt werden muss. Dass dieses offensichtlich komplex und schwierig ist, zeigen die Versuche der mathematischen Beschreibung des Phänomens in Kapitel 2.3.2. Als erweiterte Zusammenfassung aller bisherigen Ansätze wird in dieser Arbeit der Vorschlag von Völker (vgl. [Völker, 2012] in Kapitel 2.3.2) betrachtet, welcher anscheinend alle determinierenden Parameter miteinander verbindet. Das Spektrum der Blendquelle wird dabei über den Korrektursummand  $c_1$  abgebildet, welcher jedoch im Kfz-Bereich lediglich die Lampenart Halogen oder Gasentladung unterscheidet und somit nicht als allgemeingültig verstanden werden kann.

$$GI = c_1 + c_2 * \frac{L_S^{c_3} * \Omega}{L_{ad}^{c_4} * P} \quad (6.1)$$

mit:  $c_1$ =Korrektursummand,  $c_2$ =Faktor,  $c_{3,4}$ =Exponenten,  $L_S$ =Leuchtdichte der Blendquelle,  $\Omega$ =projizierter Raumwinkel (Größe) der Blendquelle,  $L_{ad}$ =Hintergrundleuchtdichte,  $P$ =Positionsfaktor

Der Hornhautbeleuchtungsstärke durch die Blendquelle wird die größte Bedeutung bei der Bewertung der psychologischen Blendung beigemessen [Völker, 2017], [Ayama, 2015]. Diese gibt das Niveau der Blendungsbewertung vor und geht in die Gleichung als Produkt aus mittlerer Leuchtdichte und Größe der Blendquelle ein. Da gerade bei extrem inhomogen leuchtenden Flächen auch die Leuchtdichte die Blendwahrnehmung beeinflussen kann (vgl. Kapitel eins), kann diese in dem Modell auch entsprechend gewichtet werden. Der Einfluss der Umfeldleuchtdichte auf die Blendwahrnehmung ist hinlänglich bekannt. Auch der Einfluss des Winkels zwischen der Blendquelle und der Sichtachse wurde in der Literatur hinreichend untersucht und findet über den Positionsfaktor ebenfalls Berücksichtigung in dem Modell.

Basierend auf den Ergebnissen dieser Arbeit wird eine Erweiterung des oben dargestellten Modells um den Parameter *Spektrum der Blendquelle* vorgeschlagen. Dieser müsste dabei die Stimulation der S-Zapfen durch die Blendquelle abbilden und zu einer Erhöhung der psychologischen Blendung bei entsprechendem Anteil kurzwelliger Strahlung führen. Dabei zeigen sowohl die eigenen Ergebnisse als auch bisherige Befunde aus der Literatur einen spektral bedingten Anstieg der Blendungsbewertung bis etwa 1,5 Skaleneinheiten auf einer neunstufigen Skala. Die vorgeschlagene Erweiterung kann dabei mithilfe der ähnlichsten Farbtemperatur der Blendquelle realisiert werden. Eine erhöhte Stimulation der S-Zapfen wird durch einen erhöhten Z-Normfarbwert abgebildet, welcher wiederum bei konstantem Y-Normfarbwert zu einer erhöhten ähnlichsten Farbtemperatur führt. Die CCT eignet sich somit anscheinend zur Abbildung der spektral bedingten Erhöhung der Blendungsbewertung.

Dabei empfiehlt sich eine Unterteilung der CCT in zwei Bereiche. Aufgrund der verwendeten neunstufigen Skala, die nur ganze Zahlen abbildet, wird auch für eine spektrale Korrektur eine ganze Bewertungsstufe auf der Skala vorgeschlagen. Diese sollte basierend auf den Ergebnissen in Abbildung 5.8 bei ähnlichsten Farbtemperaturen > 4000 K angewendet werden. Dies führt zu einer Erweiterung des Modells in Gleichung 6.1 um den Summand C, welcher die ähnlichste Farbtemperatur der Blendquelle abbildet. Bei ähnlichsten Farbtemperaturen kleiner als 4000 K ist der Summand 0, bei einer CCT > 4000 K wird der Summand 1. Somit wird zwar nur eine spektral bedingte Erhöhung der Störwirkung von einer Skaleneinheit abgedeckt, was jedoch als hinreichend genau betrachtet wird. Differenzen bis 0,6 Skaleneinheiten

ten zeigten in den Versuchen keinen signifikanten Unterschied, so dass eine feinere Stufung nicht sinnvoll erscheint. Der vorgeschlagene Summand ersetzt somit den von Völker vorgeschlagenen Korrektursummanden  $c_1$  und ist anscheinend allgemeingültig. Die vorgeschlagene Erweiterung gleicht dabei der der Blendungsbewertungsmethode des Glare Control Mark (vgl. Kapitel 2.3.2 [LITG, 1981]). Auch hier wird ein spektraler Korrektursummand in Abhängigkeit der Lichtfarbe genannt, der sich jedoch in den neueren Modellen nicht durchgesetzt hat, offensichtlich zu unrecht.

Zudem wird basierend auf den Ergebnissen zum Einfluss des Umfeldspektrums auf die Blendempfindlichkeit eine Erweiterung dieses Parameters vorgeschlagen. Die Adaptationsleuchtdichte sollte dabei als mesopische Leuchtdichte in dem Modell berücksichtigt werden. Diese Anpassung gilt aufgrund der Rezeptorverteilung (vgl. Kapitel 2.1) für Exzentrizitätswinkel der Blendquelle größer  $2^\circ$  (retinale Abbildung der Blendquelle außerhalb der Fovea). Formel 6.2 zeigt den erweiterten Vorschlag zur Bestimmung von psychologischer Blendung.

$$GI = c_1 * \frac{L_S^{c_2} * \Omega}{L_{admes}^{c_3} * P} + C \quad (6.2)$$

mit: C=Korrektursummand für die ähnlichste Farbtemperatur der Lichtquelle,  $L_{admes}$  = mesopisch bewertete Hintergrundleuchtdichte,  $c_1$ =Faktor,  $c_{2,3}$ =Exponenten

Inwieweit in der Straßenbeleuchtung eine exakte Beschreibung der psychologischen Blendung nach der in Formel 6.2 vorgeschlagenen Methode nötig ist, muss an anderer Stelle diskutiert werden. Hierfür erscheint es möglich, aufgrund vergleichbarer Größen der Straßenleuchten und vergleichbarer geometrischer Bedingungen der Beleuchtungsanlagen die in der Norm [DIN, 2004] genannte Einteilung in Blendindexklassen (vgl. Kapitel 2.3.3) beizubehalten. Zumindest für Fahrzeugführer hat sich diese Methode bisher anscheinend bewährt. Eine Erweiterung um den Summand  $CCT$  wäre jedoch auch hier denkbar.

### Überführbarkeit der Modelle von physiologischer und psychologischer Blendung

Im Folgenden wird der Versuch unternommen, die Berechnungen beider Blendungsarten ineinander zu überführen. Setzt man für die Berechnung des TI-Wertes (Gleichung 2.11) die in der Norm DIN-EN 13201 verwendete vereinfachte Formel für die Schleierleuchtdichte ein, so ergibt sich folgende Gleichung:

$$TI = k_1 * \frac{k_{age} * \frac{E_s}{\Theta^n}}{L_{ad}^{0,8}} \quad \text{mit } E_s = \int L_S * \Omega_S \quad TI = k_1 * k_{age} * \frac{L * \Omega}{L_{ad}^{0,8} * \Theta^n} \quad (6.3)$$

mit:  $k_1$ =Korrekturfaktor,  $k_{age}$ =Korrekturfaktor für das Alter

Der Vergleich der Gleichungen 6.2 und 6.3 zeigt, dass die mathematischen Beschreibungen der physiologischen und psychologischen Blendung zumindest im Kern übereinstimmen. Die determinierenden Faktoren sind demnach für beide Blendungsarten gleich. Die gezeigte rechnerische Überführbarkeit der Modelle soll dabei jedoch nicht als Gleichheit beider Blendungsarten verstanden werden. Zum einem ist der Summand C in Gleichung 6.2, welcher das Spektrum abbildet, für die Darstellung der physiologischen Blendung nicht von Bedeutung. Für die psychologische Blendung ist somit zumindest ein zusätzlicher Parameter zur Beschreibung notwendig. Zum anderen wird davon ausgegangen, dass sich die Exponenten der Parameter und damit die Wichtung dieser deutlich unterscheiden und somit zu abweichenden Ergebnissen führen. So wird davon ausgegangen, dass die Winkelabhängigkeit mit differierenden Exponenten einhergeht. Zudem wird für die psychologische Blendung eine größere Streuung um die vorhergesagten Werte erwartet. Ferner müssten die Koeffizienten entsprechend der Anwendung des Modells angepasst werden, wie auch schon Völker [Völker, 2012] anmerkt. Dessen ungeachtet zeigt die Betrachtung, dass das Phänomen der Blendung mit den in dem Modell abgebildeten Einflussgrößen und in den entsprechenden Gültigkeitsgrenzen anscheinend abgebildet werden kann.

# Kapitel 7

## Zusammenfassung und Ausblick

### 7.1 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde der Einfluss des kurzwelligen Strahlungsanteils einer Blendquelle auf die physiologische und psychologische Blendung untersucht. Dazu wurde ein Versuchsdesign entwickelt, bei dem unter konstanten Bedingungen unterschiedliche Blendquellenspektren als unabhängige Variable dargeboten werden konnten. Die spektrale Verteilung der Blendquelle war dabei frei einstellbar. Untersucht wurde der Einfluss des Spektrums auf den Schwellenkontrast und die empfundene Störwirkung. Darüber hinaus wurde der Frage nachgegangen, ob eine durch additive Zusammensetzung schmalbandiger Blendreize ermittelte Blendempfindlichkeitskurve zur Vorhersage von psychologischer Blendung geeignet ist. Ferner wurde untersucht, ob ein Farbkontrast zwischen der Umfeldbeleuchtung und der Blendquelle die Störwirkung beeinflusst. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden dabei funktionale Zusammenhänge zwischen der Störwirkung einer Blendquelle und deren spektraler Verteilung gefunden. Diese ermöglichen es erstmals, einen spektral abhängigen Korrektursummanden zu bestimmen, welcher durch physiologische Mechanismen gestützt ist. Zugleich wurde der Bereich der spektral bedingten Erhöhung der psychologischen Blendung bestimmt. Die Ergebnisse wurden in ein Modell für die Blendungsbewertung integriert.

Erwartungskonform zeigte die psychologische Blendung eine eindeutige Abhängigkeit vom Spektrum der Blendquelle. Dabei bestätigte sich, dass die corneale Beleuchtungsstärke im Wesentlichen als Prädiktor für die Blendungsbewertung geeignet ist, jedoch auch spektral bedingte Abweichungen im kurzwelligen Strahlungsbereich auftreten. Ein erhöhter Anteil kurzwelliger Strahlung führte dabei zu einer höheren Störwirkung. In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die erhöhte Blendempfindlichkeit dabei auf die Stimulation der S-Zapfen zurückgeführt werden kann. Es wurde ein Zusammenhang zwischen der Erregung dieses Rezeptortyps und der Blendungsbewertung gefunden. Die Stimulation der S-Zapfen bedingte dabei eine

Erhöhung von etwa 1,5 Skaleneinheiten auf einer neunstufigen Skala. Der Befund wurde für variierende Untersuchungsparameter bestätigt. Die gefundene Differenz ist dabei vergleichbar mit den Ergebnissen früherer Untersuchungen.

Die physiologische Blendung hingegen zeigte in dieser Arbeit keine Abhängigkeit vom Spektrum der Blendquelle bei Darbietung breitbandiger Blendreize. Die Kontrastwahrnehmung der Probanden bei fovealer Darbietung eines Sehzeichens war hierbei nur von der cornealen Beleuchtungsstärke abhängig. Dieser Befund ist dabei gestützt durch die Darbietung schmalbandiger Stimuli. Hierbei zeigte sich lediglich in den Randbereichen des sichtbaren Spektrums eine Erhöhung des Schwellenkontrastes. Diese wurde auf eine Unterbewertung der Strahldichten in den Randbereichen zurückgeführt. Der für die physiologische Blendung verantwortliche Lichtschleier im Auge wirkt unabhängig vom Spektrum auf die Kontrastschwelle. Die Hornhautbeleuchtungsstärke erwies sich als geeigneter Prädiktor zur Bestimmung der physiologischen Blendung.

Zusätzlich wurde in dieser Arbeit erstmals die Anwendbarkeit einer ermittelten spektralen Blendempfindlichkeitsfunktion für die Vorhersage der Störwirkung breitbandiger Reize überprüft. Die Kurve wurde dabei additiv durch Darbietung schmalbandiger Reize bestimmt. Es zeigte sich, dass die generierte spektrale Blendempfindlichkeitsfunktion nicht zur Vorhersage der psychologischen Blendung geeignet ist. Vielmehr wurde gezeigt, dass sich die spektrale Blendempfindlichkeitsfunktion bei Normierung auf die Hornhautbeleuchtungsstärke ebenfalls auf die Stimulation der S-Zapfen zurückführen lässt. Dies zeigen sowohl die Ergebnisse strahldichtegleicher als auch die leuchtdichtegleicher Stimuli. Ein Vergleich der Ergebnisse dieser Arbeit mit denen früherer Untersuchungen zeigt, dass die scheinbar unterschiedlichen Ergebnisse unter Berücksichtigung der Hornhautbeleuchtungsstärke möglicherweise ineinander überführt werden können.

Die gefundenen Zusammenhänge wurden zusätzlich für variierende Umfeldspektren bestätigt. Ein vermuteter Einfluss eines Farbkontrastes zwischen Umfeld und Blendquelle bestätigte sich nicht. Sowohl die ermittelte Blendempfindlichkeitskurve als auch die Differenz der Blendungsbewertung realer Spektren zeigten unter sonst konstanten Bedingungen keine durch die spektrale Verteilung des Umfeldes bedingte Interaktion. Vielmehr zeigen die Daten, dass für die Umfeldleuchtdichte von Blendquellen mesopische Leuchtdichten zu verwenden sind, solange diese außerhalb der Fovea gezeigt werden.

Die Ergebnisse wurde ferner in einen bestehenden Ansatz für ein Bewertungsmodell von psychologischer Blendung integriert. Die ähnlichste Farbtemperatur der Blendquelle wurde hierbei als geeigneter Prädiktor für eine erhöhte Blendempfindlichkeit identifiziert und durch einen Korrektursummand berücksichtigt.

## 7.2 Mögliche zukünftige Forschungsthemen

Trotz der gefundenen Zusammenhänge zwischen dem Spektrum einer Lichtquelle und deren Blendwirkung und der Übereinstimmung mit früheren Arbeiten zu diesem Thema ergeben sich anknüpfende Forschungsfragen.

- Wie bereits an einigen Stellen in dieser Arbeit angedeutet, scheint der Einfluss des Spektrums auf die psychologische Blendung abhängig von der Exzentrizität der Blendquelle zu sein. Zudem kann ein Einfluss der Größe der Blendquelle nicht ausgeschlossen werden. Hier könnten Untersuchungen mit systematischer Variation beider Parameter Aufschluss geben.
- Weiterhin wäre interessant zu wissen, wie das Umfeld um die Blendquelle und damit die Adaptationsleuchtdichte zu bestimmen ist. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die gesamte Netzhaut homogen ausgeleuchtet. Sicher sind Effekte des Adaptationsniveaus auch mit deutlich kleineren direkten Umfeldern zu erwarten. Wie groß das Umfeld tatsächlich festgelegt werden muss und was somit wirklich als Umfeld der Blendquelle bezeichnet werden sollte, wurde nach eigenen Recherchen bisher nicht systematisch untersucht.
- Ferner wäre es von Bedeutung, die gefundenen Zusammenhänge auch unter photopischen Bedingungen zu untersuchen. Gegebenenfalls zeigt sich auch hier ein Einfluss des Spektrums einer Lichtquelle auf die Blendung. Damit einhergehend kann die Frage diskutiert werden, ob und inwieweit eine Unterbewertung des kurzwelligen Strahlungsanteils bei der Helligkeitswahrnehmung die Erhöhung der Blendung bedingt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde zwar die Blendung als eine Störwirkung von der Helligkeitswahrnehmung differenziert, jedoch wurde zugleich der Zusammenhang beider Größen angesprochen. Hier wären weiterführende Studien von großem Interesse für die Lichttechnik, da nicht ausgeschlossen werden kann, dass die auf der  $V(\lambda)$ -Kurve basierende photometrische Bewertung physikalischer Strahlungsgrößen zu einer fehlerhaften Bewertung der Helligkeit führt.
- Darüber hinaus wäre es unter Umständen von großer Bedeutung für die Verkehrssicherheit, mit welchen Auswirkungen bei einer Erhöhung der psychologischen Blendung, zum Beispiel um die spektral bedingte Erhöhung von 1,5 Skaleneinheiten, zu rechnen ist. Hier wären zum Beispiel Blickbewegungsstudien von großem Interesse. Zudem wäre es spannend, die Behauptung, dass psychologische Blendung zu erhöhter Müdigkeit führt, empirisch zu stützen.

- Nicht zuletzt stellt sich die Frage, ob die vorgeschlagene spektrale Korrektur auch für den in der aktuellen Straßenbeleuchtungsnorm [DIN, 2004] festgelegten vereinfachten Glareindex angewendet werden sollte. Dabei wäre gegebenenfalls die Frage zu klären, welchen Einfluss die kognitive Belastung einer geblendeten Person (z.B. Fahraufgabe eines Verkehrsteilnehmers) auf die Blendempfindlichkeit hat. Hierbei erscheint die Operationalisierung der kognitiven Belastung eine zentrale Forschungsfrage. Diese könnte dabei zusammen mit dem zuvor genannten Punkt untersucht werden.

# Literaturverzeichnis

- [OL4, 2017] (last checked: 25.10.2017). Website Gooch and Housego, Ohio. <http://www.ghinstruments.com/products/spectral-imaging-synthesis/ol490-agile-light-source/>.
- [Mat, 2017] (last checked: 25.10.2017). Website Mathworks, Natick (USA). <https://de.mathworks.com/products/matlab.html>.
- [Ocu, 2017] (last checked: 27.10.2017). Website Oculus GmbH, Wetzlar. <http://www.oculus.de/de/produkte/sehtestgeraete/binoptometer-4p/technische-daten/>.
- [Gim, 2017] (last checked: 31.10.2017). Website Gimp, Orinda (USA). <https://www.gimp.org>.
- [Akashi et al., 2013] Akashi, Y., Asano, S., and Kakuta, Y. (2013). Visual mechanisms of discomfort glare sensation caused by LEDs. In CIE, editor, *CIE x038:2013*, volume 38, pages 327–330.
- [Aktan and T., 2003] Aktan, F. and T., S. (2003). Effects of high intensity discharge and tungsten-halogen head- lamp glare on driver looking behaviour. In *Proceedings of the 5th Symposium on Progress in Automobile Lighting*, pages 23–36, München. UTZ.
- [Alferdinck and Theeuwes, 1997] Alferdinck, J. and Theeuwes, J. (1997). The relation between discomfort glare and driving behaviour. In Utz, editor, *Proceedings of the 2nd Symposium on Progress in Automobile Lighting*, pages 24–32, München.
- [ANSI/IES, 2014] ANSI/IES (2014). Roadway Lighting. Standard RP-8-14, Illuminating Engineering Society.
- [Ayama, 2015] Ayama, M. (2015). Discomfort glare of LED street lights with different correlated color temperatures. In *Proceedings of 28th CIE Session 2015*, volume 216:2015, pages 202–208. CIE Commission Internationale de l'clairage.

- [Backhaus et al., 2003] Backhaus, K., Erichson, B., Plinke, W., and Weiber, R. (2003). *Multivariate Analysemethoden: Eine anwendungsorientierte Einführung*. Springer, 10th edition.
- [Baer et al., 2016] Baer, R., Seifert, D., and Barfuß, M. (2016). *Beleuchtungstechnik - Grundlagen*. Verlag Technik, Berlin.
- [Berman et al., 1996] Berman, S. M., Bullimore, M. A., Bailey, I. L., and Jacobs, R. J. (1996). The influence of spectral composition on discomfort glare for large-size sources. *Journal of the Illuminating Engineering Society*, 25(1):34–41.
- [Bodrogi et al., 2011] Bodrogi, P., Wolf, N., and Khanh, T. Q. (2011). Spectral Sensitivity Additivity of Discomfort Glare Under Street and Automotive Lighting Conditions. In *27th CIE Proceedings*, volume 27, pages 338–344. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [Böhm, 2012] Böhm, M. (2012). *Adaptive Frontbeleuchtungssysteme im Kraftfahrzeug: Ein Beitrag zur nächtlichen Verkehrssicherheit?* PhD thesis, Technischen Universität Chemnitz.
- [Bouma, 1936] Bouma, J. P. (1936). The problem of glare in highway lighting. Technical report, Philips.
- [Boyce, 2003] Boyce, P. R. (2003). *Human factors in lighting*. Taylor & Francis, London, 2nd edition.
- [Boyce, 2009] Boyce, P. R. (2009). *Lighting for driving: Roads, vehicles, signs and signals*. CRC Press (Taylor and Friends Group), Boca Raton, Fla.
- [Brainard et al., 2001] Brainard, G., Hanifin, J., Greeson, J. M., Byrne, B., Glickman, G., Gerner, E., and Rollag, M. D. (2001). Action spectrum for melatonin regulation in humans: Evidence for a novel circadian photoreceptor. *The Journal of Neuroscience*, 21(16):6405–6412.
- [Brosius, 2011] Brosius, F. (2011). *SPSS 19*. MITP-Verlags GmbH und Co. KG, Heidelberg.
- [Broszio et al., 2017] Broszio, K., Knoop, M., Niedling, M., and Völker, S. (2017). Effect radiant flux for non image-forming effects - is the illuminance an dthe melanic irradiance at the eye really the right measure. In *Proceedings of Lux Europa 2017*.
- [Bühner and Ziegler, 2017] Bühner, M. and Ziegler, M. (2017). *Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler*. Pearson, 2nd edition.

- [Bullough, 2008] Bullough, J. D. (2008). Predicting discomfort glare from outdoor lighting installations. *Lighting Research and Technology*, (40):225–242.
- [Bullough, 2009] Bullough, J. D. (2009). Spectral sensitivity for extrafoveal discomfort glare. *Journal of Modern Optics*, 56(13):1518–1522.
- [Bullough, 2015] Bullough, J. D. (2015). Spectral sensitivity modeling and nighttime scene brightness perception. *LEUKOS*, 11(1):11–17.
- [Bullough et al., 2002] Bullough, J. D., Fu, Z., and van Derlofske, J. (2002). Discomfort and disability glare from halogen and hid headlamp systems: Sae technical paper series 2002-01-0010. Technical report, Lighting Research Center, Rensselaer Ploytechnic Institute.
- [Bullough et al., 2011] Bullough, J. D., Sweater Hickcox, K., and Narendran, N. (2011). A method for estimating discomfort glare from exterior lighting systems. Technical Report 1, Lighting Research Center, Rensselaer Ploytechnic Institute, Troy.
- [Bullough et al., 2003] Bullough, J. D., van Derlofske, J., Dee, P., Chen, J., and Akashi, Y. (2003). An Investigation of Headlamp Glare: Intensity, Spectrum and Size. Technical report, Lighting Research Center, Rensselaer Ploytechnic Institute, 2003.
- [Campenhausen, 1993] Campenhausen, C. v. (1993). *Die Sinne des Menschen: Einführung in die Psychophysik der Wahrnehmung*. Thieme, Stuttgart.
- [Carroll et al., 2002] Carroll, J., Neitz, J., and Neitz, M. (2002). Estimates of l:m cone ratio from erg flicker photometry and genetics. *Journal of vision*, 2(8):531–542.
- [Chatterjee and Callaway, 2002] Chatterjee, S. and Callaway, E. M. (2002). S cone contributions to the magnocellular visual pathway in macaque monkey. *Neuron*, 35(6):1135 – 1146.
- [CIE, 1924] CIE (1924). CIE Proceedings of 6th session. Geneva. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 1951] CIE (1951). CIE Proceedings. volume 1. Sec. 4.; Vol. 3. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 1976] CIE (1976). Glare and uniformity in road lighting installations. Technical Report Publ. 31, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 1978] CIE (1978). Light as a true visual quantity: Principles of measurement. Technical Report CIE Publ. 41, CIE Commission Internationale de l'clairage.

- [CIE, 1988] CIE (1988). Spectra luminous efficiency functions based upon brightness matching for monochromatic point sources 2° and 10° fields. Technical Report CIE Publ. 75, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 1989] CIE (1989). The measurement of luminous flux. Technical Report CIE 84-1989, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 1990] CIE (1990). Cie 1988: 2° spectral luminous efficiency function for photopic vision. Technical Report CIE Publ. 86, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 2002] CIE (2002). Cie collection on glare: 2002. Technical Report 146/147:2002, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 2004] CIE (2004). Colorimetry, 3rd edition. Technical Report 015:2014, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 2006] CIE (2006). Fundamental Chromaticity Diagram with Physiological Axes - Part 1. Technical Report CIE 170-1:2006, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 2010] CIE (2010). Recommended system for mesopic photometry based on visual performance. Technical Report CIE Publ. 191, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, 2011] CIE (2011). ILV: International lighting vocabulary. Technical Report CIE S 017/E:2011, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [CIE, Entw] CIE (Entw). Discomfort glare in roadway and vehicle lighting - zum Zeitpunkt des Erscheinens dieser Arbeit als Draft vorliegend. Technical report, CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [Cohen, 2013] Cohen, J. (2013). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* -. Routledge, New York.
- [Coppens et al., 2006] Coppens, J. E., Franssen, L., and van den Berg, Thomas J T P (2006). Wavelength dependence of intraocular straylight. *Experimental eye research*, 82(4):688–692.
- [Curcio et al., 1991] Curcio, C. A., Allen, K. A., Sloan, K. R., Lerea, C. L., Hurley, J. B., Klock, I. B., and Milam, A. H. (1991). Distribution and morphology of human cone photoreceptors stained with anti-blue opsin. *The Journal of comparative neurology*, 312(4):610–624.

- [Curcio et al., 1990] Curcio, C. A., Sloan, K. R., Kalina, R. E., and Hendrickson, A. E. (1990). Human photoreceptor topography. *The Journal of comparative neurology*, 292(4):497–523.
- [de Boer, 1955] de Boer, J. B. (1955). Observations on discomfort glare in street lighting. Influence of the colour of light. In *CIE Proceedings*, Zürich. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [de Boer, 1967] de Boer, J. B. (1967). Visual perception in road traffic and the field of vision of motorist. Technical report, Philips technical Library, Eindhoven, Niederlande.
- [Dee, 2003] Dee, P. (2003). Master's thesis, Rensselaer Polytechnic Inst, Troy, New York.
- [Derlofske et al., 2001] Derlofske, J. V., Bullough, J. D., and Hunter, C. M. (2001). Evaluation of high-intensity discharge automotive forward lighting. In *SAE Technical Paper*. SAE International.
- [Derlofske et al., 2002] Derlofske, J. V., Bullough, J. D., and Hunter, C. M. (2002). Visual benefits of high-intensity discharge automotive forward lighting. In *SAE Technical Paper*. SAE International.
- [DIN, 2004] DIN (2004). Straßenbeleuchtung. Technical Report DIN EN 13201, DIN - Deutsches Institut für Normung, Berlin.
- [DIN, 2009a] DIN (2009a). Augenoptik - Sehschärfepfung - Das Normsehzeichen und seine Darbietung (ISO/FDIS 8596:2009); Deutsche Fassung FprEN ISO 8596:2009. Technical Report DIN EN ISO 8596, DIN - Deutsches Institut für Normung, Berlin.
- [DIN, 2009b] DIN (2009b). Sehschärfepbestimmung - Teil 7: Mesopisches Kontrastsehen, ohne und mit Blendung, für straßenverkehrsbezogene Testung. Technical Report DIN 58220-7, DIN - Deutsches Institut für Normung, Berlin.
- [DIN, 2015] DIN (2015). Strahlungsphysik im optischen Bereich und Lichttechnik - Teil 100: Über das Auge vermittelte, melanopische Wirkung des Lichts auf den Menschen - Größen, Formelzeichen und Wirkungsspektren. Technical Report DIN SPEC 5031-100:2015-08, DIN - Deutsches Institut für Normung, Berlin.
- [DIN, 2017] DIN (2017). Lichtmessung - Teil 7: Klasseneinteilung von Beleuchtungsstärke- und Leuchtdichtemessgeräten. Technical Report DIN 5032-7:2017-02, DIN - Deutsches Institut für Normung, Berlin.

- [Donners et al., 2015] Donners, M. A. H., Vissenberg, M., Geerdinck, L., van den Broek-Cools, J., and Buddemeijer-Lock, A. (2015). A psychophysical model of discomfort glare in both outdoor and indoor applications. In *Proceedings of 28th CIE Session 2015*, volume 216:2015, pages 1602–1611. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [EFA, 2016] EFA (Oktober 2016). mdl. Aussage verschiedener Lichtplaner des EFA - Expertenforum für Außenbeleuchtung der Lichttechnischen Gesellschaft LitG.
- [Ehrenstein et al., 2015] Ehrenstein, W., Lang, D., and Greiner-Mai, U. (2015). Über die nicht-visuelle Wirkung des Lichts auf den Menschen. Technical Report LiTG-Publikation 32, Berlin : Deutsche Lichttechnische Gesellschaft.
- [Fekete et al., 2006] Fekete, J., Sik-Lányi, C., and Schanda, J. (2006). Spectral discomfort glare sensitivity under low photopic conditions. *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 26(3):313–317.
- [Fekete et al., 2010] Fekete, J., Sik-Lányi, C., and Schanda, J. (2010). Spectral discomfort glare sensitivity investigations. *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 30(2):182–187.
- [Ferguson, 1953] Ferguson, H. M. (1953). A note on the relative discomfort glare from mercury, sodium and tungsten light sources. *GEC Journal*.
- [Flannagan, 1999] Flannagan, M. J. (1999). Subjective and objective aspects of headlamp glare: effects of size and spectral power distribution: Report No. UMTRI.99-36. Technical report, The university of Michigan, Transportation Research Institute, Michigan.
- [Flannagan et al., 1993] Flannagan, M. J., Sivak, M., Battle, D. S., Sato, T., and Traube, E. C. (1993). Discomfort glare from high-intensity discharge headlamps: Effects of context and experience. Technical report, The university of Michigan, Transportation Research Institute, Michigan.
- [Flannagan et al., 1989] Flannagan, M. J., Sivak, M., Ensing, M., and Simmons, C. J. (1989). Effect of wavelength on discomfort glare from monochromatic sources: Report No. UMTRI-89-30. Technical report, The university of Michigan, Transportation Research Institute, Michigan.
- [Flannagan et al., 1991] Flannagan, M. J., Sivak, M., and Gellatly, A. (1991). Joint effects of wavelength and ambient luminance of discomfort glare from monochro-

- matic and bichromatic sources: Report No. UMTRI-91-42. Technical report, The university of Michigan, Transportation Research Institute, Michigan.
- [Flannagan et al., 1992] Flannagan, M. J., Sivak, M., Gellatly, A., and Luoma, J. (1992). A field study of discomfort glare from high-intensity discharge headlamps: Report No. UMTRI-92-16. Technical report, The university of Michigan, Transportation Research Institute, Michigan.
- [Freiding, 2010] Freiding, A. (2010). *Untersuchungen zur spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges im mesopischen Bereich: Techn. Univ., Diss.–Darmstadt, 2010*. Darmstädter Lichttechnik. Utz, München.
- [Frumkes and Temme, 1977] Frumkes, T. E. and Temme, L. A. (1977). Rod-con interaction in human scotopic vision-II. *Vision Research*, 17:673–679.
- [Gall, 2007] Gall, D. (2007). *Grundlagen der Lichttechnik - Kompendium*. Pflaum, München.
- [Ginis et al., 2013] Ginis, H. S., Perez, G. M., Bueno, J. M., Pennos, A., and Artal, P. (2013). Wavelength dependence of the ocular straylight. *Investigative ophthalmology & visual science*, 54(5):3702–3708.
- [Gowdy and Cicerone, 1998] Gowdy, P. D. and Cicerone, C. M. (1998). The spatial arrangement of the l and m cones in the central fovea of the living human eye. *Vision Research*, 38(17):2575–2589.
- [Guth et al., 1980] Guth, S. L., Massof, R. W., and Benzschawel, T. (1980). Vector model for normal and dichromatic color vision. *J Opt Soc Am*, 70(2):197–212.
- [Hentschel and Bernitz, 2002] Hentschel, H.-J. and Bernitz, F., editors (2002). *Licht und Beleuchtung: Grundlagen und Anwendungen der Lichttechnik*. Hüthig, Heidelberg, 5th edition.
- [Holladay, 1926] Holladay, L. L. (1926). The fundamentals of glare and visibility. *Journal of the Optical Society of America*, (12):271–319.
- [Hubel et al., 1990] Hubel, D. H., O'Neill, J., and Ginzler, H. (1990). *Auge und Gehirn: Neurobiologie des Sehens*, volume 20 of *Spektrum-Bibliothek*. Spektrum der Wissenschaft Verl.-Ges, Heidelberg, 2nd edition.
- [Irtel and Goldstein, 2011] Irtel, H. and Goldstein, E. B. (2011). *Wahrnehmungspsychologie: Der Grundkurs*. Spektrum Akad. Verl., Berlin, 7th edition.
- [JCGM, 2008] JCGM (2008). Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement. Technical report, Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM/WG 1).

- [Judd, 1951] Judd, D. (1951). Report of U.S. Secretariat Committee on Colorimetry and Artificial Daylight. In *Proceedings of the Twelfth Session of the CIE*, Stockholm. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [Karnath and Ackermann, 2012] Karnath, H.-O. and Ackermann, H. (2012). *Kognitive Neurowissenschaften*. Springer-Lehrbuch. Springer, Berlin, 3rd edition.
- [Kierdorf, 2013] Kierdorf, D. (2013). Einfluss der spektralen Zusammensetzung einer Blendquelle auf die physiologische und psychologische Blendung unter mesopischen Bedingungen. Master's thesis, Technische Universität Berlin.
- [Kimura-Minoda and Ayama, 2011] Kimura-Minoda, T. and Ayama, M. (2011). Evaluation of discomfort glare from color LEDs and its correlation with individual variations in brightness sensitivity. *Color Research & Application*, 36(4):286–294.
- [Kliebisch and Stahl, 2003] Kliebisch, D. and Stahl, F. (2003). Studienarbeit. Technical report, L-LAB, Forschungsinstitut der HELLA GmbH und Co. KGaA, Paderborn.
- [Koga and Saita, 2015] Koga, Y. and Saita, N. (2015). Spectral effects of light on discomfort glare under mesopic conditions. In *Proceedings of 28th CIE Session 2015*, volume 216:2015, pages 1612–1616. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [Kooi and Alferdinck, 2004] Kooi, F. L. and Alferdinck, J. W. A. M. (2004). Yellow lens discomfort glare: physiological mechanism(s). Technical report, TNO Human Factors, Soesterberg, The Netherlands.
- [Le Grand, 1937] Le Grand, Y. (1937). Diffusion de la lumière dans l'oeil. *Revue Optique*, 16:201.
- [Licht.de, 2014] Licht.de (2014). licht.wissen 19 - Wirkung des Lichts auf den Menschen. Technical report, Licht.de, Fördergemeinschaft Gutes Licht -FGL-, Frankfurt/Main (Hrsg.).
- [Lin et al., 2014] Lin, Y., Liu, Y., Sun, Y., Zhu, X., Lai, J., and Heynderickx, I. (2014). Model predicting discomfort glare caused by LED road lights. *Optics Express*, 22(15):18056.
- [LiTG, 1981] LiTG (1981). Methoden zur Bewertung der Blendung in der Straßenbeleuchtung. Technical report, Deutsche Lichttechnische Gesellschaft LiTG, Berlin.
- [Lynes, 1977] Lynes, J. (1977). Discomfort glare and visual distraction. *Lighting Research and Technology*, 9(1):51–52.

- [Makous and Boothe, 1974] Makous, W. and Boothe, R. (1974). Cones block signals from rods. *Vision Research*, 14:285–294.
- [McKinsey, 2012] McKinsey (2012). Lighting the way: Perspectives on the global lighting market. Technical report, Mc Kinsey.
- [Mollon, 1979] Mollon, J. D. (1979). *The theory of colour vision*, volume 2. Allen and Unwin.
- [Nakano et al., 1999] Nakano, Y., Yamada, K., Suehara, K., and Yano, T. (1999). A simple formula to calculate brightness equivalent luminance. In *CIE 133-1999 - Proceedings of the CIE 24th Session*, pages 33–37. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [Narisada and Schreuder, 2004] Narisada, K. and Schreuder, D. (2004). *Light Pollution Handbook*. Springer Science and Business Media, Berlin Heidelberg.
- [Niedling and Völker, 2016] Niedling, M. and Völker, S. (2016). Anwendbarkeit einer spektralen Blendempfindlichkeit zur Bewertung der psychologischen Blendung breitbanniger Stimuli. In *Tagungsband der Gemeinschaftstagung LICHT 2016*, pages 571–578. LiTG Deutsche Lichttechn. Ges.
- [Niedling and Völker, 2017] Niedling, M. and Völker, S. (2017). Influence of a glare sources spectrum on discomfort glare – a physiological explanation for a psychological phenomenon. In *Proceedings CIE x044:2017 - Conference South Korea 2017*, pages 866–870. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [Osram, 2010] Osram (2010). Lichtprogramm ab 2010. Technical report, Osram GmbH.
- [Osterberg, 1935] Osterberg, G. (1935). Topography of the layer of rods and cones in the human retina. *Acta Ophthalmologica*, 6:1–103.
- [Ostrovsky, 1970] Ostrovsky, M. (1970). Glare effect of street lighting installations. *Sveto-technika*, (7):1–4.
- [Pfeffer, 1964] Pfeffer, K.-A. (1964). Möglichkeiten zur praktischen Blendungsbewertung in der Außenbeleuchtung. *Lichttechnik*, 16 (9).
- [Prah1 and Dehoff, 2004] Prah1, W. and Dehoff, P., editors (2004). *Das UGR-Verfahren zur Bewertung der Direktblendung der künstlichen Beleuchtung in Innenräumen*, volume 20 of *LiTG-Publikation*. LiTG Deutsche Lichttechn. Ges, Berlin, 1st edition.

- [Reidenbach et al., 2008] Reidenbach, H. D., Dollinger, K., Ott, G., Janßen, M., and Brose, M. (2008). Blendung durch optische Strahlungsquellen. Technical Report F 2185, BAuA - Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin.
- [Ripamonti et al., 2009] Ripamonti, C., Woo, W. L., Crowther, E., and Stockman, A. (2009). The s-cone contribution to luminance depends on the m- and l-cone adaptation levels: Silent surrounds? *Journal of Vision*, 9(3):10.
- [Robertson, 1968] Robertson, A. R. (1968). Computation of correlated color temperature and distribution temperature. *Journal of the Optical Society of America*, 58.
- [Roorda et al., 2001] Roorda, A., Metha, A. B., Lennie, P., and Williams, D. R. (2001). Packing arrangement of the three cone classes in primate retina. *Vision Research*, 41(10-11):1291–1306.
- [Roorda and Williams, 1999] Roorda, A. and Williams, D. R. (1999). The arrangement of the three cone classes in the living human eye. *Nature*, 397(6719):520–522.
- [Sagawa, 2005] Sagawa, K. (2005). Brightness in mesopic vision and the CIE supplementary system of photometry. In *Proceedings of the CIE Symposium '05 - Vision and Lighting in Mesopic Conditions*, pages 20–25. CIE Commission Internationale de l'clairage.
- [Sammarco et al., 2009] Sammarco, J., Mayton, A., Gallagher, L., and Gallagher, S. (2009). Evaluation of glare for incandescent and LED miner cap lamps in mesopic conditions. Technical report, U.S. National Institute for Occupational Safety and Health.
- [Schäfer, 2011] Schäfer, S. (2011). *Rezeptororientierte Charakterisierung breitbandiger Spektren als Basis einer mesopischen Hellempfindung*. PhD thesis, Technische Universität Berlin.
- [Schlangen et al., 2014] Schlangen, L., Lang, D., Novotny, P., Plischke, H., Smolders, K., Beersma, D., Wulff, K., Foster, R., Cajochen, C., Nikunen, H., Tähkämö, L., Bhusal, P., and Halonen, L. (2014). Lighting for health and well-being in education, work places, nursing homes, domestic applications and smart cities: Accelerate innovation for Europe. Technical report, Lighting Europe.
- [Schmidt, 2006] Schmidt, S. (2006). Master's thesis, L-LAB, Forschungsinstitut der HELLA GmbH und Co. KGaA, Paderborn.

- [Schmidt-Clausen and Bindels, 1974] Schmidt-Clausen, H.-J. and Bindels, J. T. H. (1974). Assessment of discomfort glare in motor vehicle lighting. *Lighting Research and Technology*, (6):79–88.
- [Schmits, 1989] Schmits, P. W. (1989). *Blendung durch kleine Lichtquellen hoher Leuchtdichte im peripheren Gesichtsfeld*. PhD thesis, Technische Universität Berlin.
- [Schreuder, 1976] Schreuder, D. A. (1976). White or yellow light for vehicle headlamps. Technical report, Institute for road safety research SWOV.
- [Schreuder, 2010] Schreuder, D. A. (2010). *Outdoor lighting: physics, vision and perception*. Springer, [Dordrecht].
- [Sedlmeier and Renkewitz, 2008] Sedlmeier, P. and Renkewitz, F. (2008). *Forschungsmethoden und Statistik in der Psychologie*. Pearson.
- [Sekular and Blake, 1994] Sekular, R. and Blake, R. (1994). *Perception*. McGraw-Hill, New York.
- [Sivak et al., 1991] Sivak, M., Flannagan, M. J., Ensing, M., and Simmons, C. (1991). Discomfort glare is task dependend. *International journal of vehicle design*, (12(2)):223–233.
- [Sivak et al., 2003] Sivak, M., Schoettle, B., and Flannagan, M. J. (2003). LED headlamps: glare and color rendering: Report No. UMTRI-2003-39. Technical report, The university of Michigan, Transportation Research Institute, Michigan.
- [Sivak et al., 2005] Sivak, M., Schoettle, B., Minoda, T., and Flannagan, M. J. (2005). Blue content of LED headlamps and discomfort glare: Report No. UMTRI-2005-2. Technical report, The university of Michigan, Transportation Research Institute, Michigan.
- [Smith and Pokorny, 2003] Smith, V. C. and Pokorny, J. (2003). Color matching and color discrimination. *The science of color*, 2:103–148.
- [Sperling, 1980] Sperling, H. G. (1980). Blue receptor distribution in primates from intense light in histochemic studies. *Colour Vision Deficiencies*, 5:30–45.
- [Stiles, 1929] Stiles, W. S. (1929). The nature and effects of glare. *The Illuminating Engineering*, (22):304–312.
- [Stockman and Sharpe, 2006] Stockman, A. and Sharpe, L. T. (2006). Into the twilight zone: the complexities of mesopic vision and luminous efficiency. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 26(3):225–239.

- [Sweater-Hickcox et al., 2013] Sweater-Hickcox, K., Narendran, N., Bullough, J., and Freyssinier, J. (2013). Effect of different coloured luminous surrounds on LED discomfort glare perception. *Lighting Research & Technology*, 45(4):464–475.
- [Thapan et al., 2001] Thapan, K., Arendt, J., and Skene, D. J. (2001). An action spectrum for melatonin suppression: Evidence for a novel non-rod, non-cone photoreceptor system in humans. *The Journal of Physiology*, 535(1):261–267.
- [Theeuwes et al., 2002] Theeuwes, J., Alferdinck, J. W. A. M., and Perel, M. (2002). Relation between glare and driving performance. Technical report, Vrije Universiteit Amsterdam, TNO Human Factors, National Highway Traffic Safety Administration.
- [UNECE, 2012] UNECE (2012). EC 98: Uniform provisions concerning the approval of motor vehicle headlamps equipped with gas-discharge light sources. Technical Report Rev. 3, United Nations.
- [UNECE, 2014] UNECE (2014). ECE 112: Uniform provisions concerning the approval of motor vehicle headlamps emitting an asymmetrical passing-beam or a driving-beam or both and equipped with filament lamps and/or light-emitting diode (LED) modules. Technical Report Rev. 3, United Nations.
- [van Bommel, 2015] van Bommel, W. (2015). *Road Lighting - Fundamentals, Technology and Application*. Springer.
- [Várady and Bodrogi, 2006] Várady, G. and Bodrogi, P. (2006). Mesopic spectral sensitivity functions based on visibility and recognition contrast thresholds. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 26(3):246–253.
- [Viikari et al., 2005] Viikari, M., Eloholma, M., and Halonen, L. (2005). 80 years of V ( $\Lambda$ ) use: a review. *Light and Engineering*, 13(4):24–36.
- [Völker, 2005] Völker, S. (2005). Brauchen wir Leuchtdichte-Obergrenzen für eine Blendungsreduktion von Kraftfahrzeugscheinwerfern. *LICHT*, (57 (6)):520–525.
- [Völker, 2012] Völker, S. (2012). Ein Rückblick auf 100 Jahre Blendung. In *Tagungsband LICHT 2012*, pages 476–483. LiTG Deutsche Lichttechn. Ges.
- [Völker, 2017] Völker, S. (2017). *Blendung durch Kfz-Scheinwerfer im nächtlichen Straßenverkehr: Ein Review bis 2006 - Beschreibung, Maßzahlen, Bewertungsmethoden*. Technische Universität Berlin.
- [Völker and Niedling, 2013] Völker, S. and Niedling, M. (2013). Neue Herausforderungen in der Blendungsbewertung von LED-Leuchten. In Weimar, W., editor, *8. LiTG-Tagung Stadt- und Außenbeleuchtung Abstracts*. LiTG Deutsche Lichttechn. Ges.

- [Vos, 1963] Vos, J. J. (1963). *On mechanisms of glare*. PhD thesis, TU Delft, Delft University of Technology, Utrecht.
- [Vos, 1978] Vos, J. J. (1978). Colorimetric and photometric properties of a 2° fundamental observer. *Color Research & Application*, 2:125–128.
- [Vos, 2003] Vos, J. J. (2003). Reflections on glare. *Lighting Research and Technology*, (35):163–176.
- [Vos et al., 1990] Vos, J. J., Estévez, O., and Walraven, P. L. (1990). Improved color fundamentals offer a new view on photometric additivity. *Vision Research*, 30(6):937–943.
- [Watkinson, 2005] Watkinson, J. (2005). Additivity of discomfort glare. Master's thesis, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, New York.
- [Watson and Yellott, 2012] Watson, A. B. and Yellott, J. I. (2012). A unified formula for light-adapted pupil size. *J Vis*, 12(10):12.
- [Wooten and Geri, 1987] Wooten, B. R. and Geri, G. A. (1987). Psychophysical determination of intraocular light scatter as a function of wavelength. *Vision Research*, 27(8):1291–1298.
- [Zydek, 2014] Zydek, B. W. (2014). *Blendungsbewertung von Kraftfahrzeugscheinwerfern unter dynamischen Bedingungen*. PhD thesis, Technische Universität Darmstadt.



# Abbildungsverzeichnis

|     |   |    |
|-----|---|----|
| 2.1 | Schematischer Aufbau der Netzhaut nach [Sekular and Blake, 1994] aus [Boyce, 2009] . . . . .  | 20 |
| 2.2 | Relative Darstellung der Absorptionskurven der S-, M- und L-Zapfen (nach [CIE, 2006]) sowie der Stäbchen (nach [CIE, 1951]) und der ipRGC-Zellen (nach [DIN, 2015]) . . . . .   | 21 |
| 2.3 | Links: Dichteverteilung aller Zapfen und Stäbchen nach [Narisada and Schreuder, 2004] basierend auf Daten von [Osterberg, 1935], Rechts: Einzeldarstellung der Dichte der drei Zapfentypen S, M und L nach [Sperling, 1980] aus [Schäfer, 2011] . . . . . | 23 |
| 2.4 | Postrezeptorale Aufteilung visueller Informationen in den chromatischen und achromatischen Kanal nach [Narisada and Schreuder, 2004] aus [Schreuder, 2010] / B=S-Zapfen, G=M-Zapfen, R=L-Zapfen, Y=R+G  | 24 |
| 2.5 | Postrezeptorale Aufteilung visueller Informationen in den chromatischen und achromatischen Kanal nach [Sekular and Blake, 1994] aus [Boyce, 2003] . . . . .   | 25 |
| 2.6 | Relative spektrale Hellempfindlichkeitskurven $V(\lambda)$ und $V'(\lambda)$ für das photopische und skotopische Sehen nach [CIE, 1924] und [CIE, 1951]   | 26 |
| 2.7 | Vergleich der $V_M(\lambda)$ -Kurven von Judd mit der $V(\lambda)$ - und $V'(\lambda)$ -Kurve aus [Freiding, 2010] . . . . .  | 27 |
| 2.8 | Modell der mesopischen Helligkeitswahrnehmung nach [Sagawa, 2005]   | 28 |
| 3.1 | Blendungsbewertung für Scheinwerfer mit HID- und Glühlampe (TH) für verschiedene Hornhautbeleuchtungsstärken nach [Flannagan, 1999] (links) und [Flannagan et al., 1992] (rechts) . . . . .   | 43 |
| 3.2 | Zusammenhang S-Zapfen-gewichteter Spektren (X-Achse) mit der Blendungsbewertung (Y-Achse) nach [Bullough et al., 2002] (links) und [Sivak et al., 2005] (rechts) . . . . .  | 45 |
| 3.3 | Blendungsbewertung von Scheinwerfern mit HID- und Halogenglühlampe für unterschiedliche Leuchtdichten der Blendquelle nach [Völker, 2017] . . . . .   | 46 |
| 3.4 | Relative spektrale Blendempfindlichkeiten (Y-Achse) für verschiedene Positionen: P1 (links) und P2 (rechts) nach [Fekete et al., 2010] . . . . .  | 50 |

|     |   |     |
|-----|---|-----|
| 3.5 | spektrale Blendempfindlichkeit nach [Bodrogi et al., 2011] . . . . .  | 52  |
| 3.6 | Zusammenhang der ermittelten spektral abhängigen Blendempfindlichkeit mit der Blendungsbewertung nach [Kimura-Minoda and Aya-<br>ma, 2011] . . . . .  | 53  |
| 3.7 | Spektrale Blendempfindlichkeit der physiologischen Blendung aus [Zy-<br>dek, 2014] . . . . .  | 59  |
| 4.1 | Skizze des Versuchsstandes . . . . .  | 68  |
| 4.2 | Leuchtdichteaufnahme des Versuchsstandes bei LED-Ausleuchtung .   | 70  |
| 4.3 | Aufbau der verwendeten Lichtquelle OL490 links und deren Funkti-<br>onsweise (rechts) aus [Schäfer, 2011] . . . . .   | 71  |
| 4.4 | Stufung der darstellbaren Kontraste der Versuche . . . . .  | 74  |
| 4.5 | Schmalbandige Blendreize mit annähernd gleicher Strahldichte (links)<br>und Leuchtdichte (rechts) nach [Kierdorf, 2013] . . . . .   | 76  |
| 4.6 | gemeinsame Schnittmenge der S-Zapfen und Stäbchen . . . . .   | 78  |
| 4.7 | Synthetische Spektren zur gezielten Stimulation retinaler Photorezep-<br>toren nach [Niedling and Völker, 2017] . . . . .   | 79  |
| 4.8 | Simulierte reale Spektren nach [Niedling and Völker, 2017] . . . . .  | 81  |
| 5.1 | Anstieg der Blendungsbewertung über die Versuchsdauer nach [Kier-<br>dorf, 2013] . . . . .  | 91  |
| 5.2 | Blendungsbewertung der Stimuli mit annähernd gleicher Strahldichte<br>nach [Kierdorf, 2013] . . . . .   | 95  |
| 5.3 | Vergleich der ermittelten spektralen Blendempfindlichkeitskurve mit<br>der $V(\lambda)$ -Kurve nach [Kierdorf, 2013] . . . . .  | 97  |
| 5.4 | Blendungsbewertung der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdich-<br>te nach [Kierdorf, 2013] . . . . .   | 97  |
| 5.5 | Vergleich der transformierten Blendempfindlichkeitskurve mit der Be-<br>wertung der Stimuli mit gleicher Hornhautbeleuchtungsstärke . . . . .   | 99  |
| 5.6 | Blendungsbewertung der synthetischen Spektren nach [Niedling and<br>Völker, 2017] . . . . .   | 101 |
| 5.7 | Blendungsbewertung der simulierten realen Spektren nach [Niedling<br>and Völker, 2017] . . . . .  | 102 |
| 5.8 | Zusammenhang der Blendungsbewertung mit der Wichtung der Spek-<br>tren mit den S-Zapfen (oben links), den Stäbchen (oben rechts), der<br>ähnlichsten Farbtemperatur (unten links) und der ermittelten spektra-<br>len Blendempfindlichkeit (GS-Kurve, unten rechts) nach [Niedling and<br>Völker, 2017] . . . . . | 103 |
| 5.9 | Screenshot der Videoaufnahme des Pupillendurchmessers (links) und<br>mit des Mapping des Auswertekreises (rechts) . . . . .   | 105 |

|      |   |     |
|------|---|-----|
| 5.10 | Relative Änderung des Pupillendurchmessers bei Darbietung der synthetischen Spektren . . . . .  | 105 |
| 5.11 | Relative Änderung des Pupillendurchmessers bei Darbietung der simulierten realen Spektren . . . . .   | 106 |
| 5.12 | Blendungsbewertung der schmalbandigen strahlrichtgleichen Stimuli bei LED- und HPS-Umfeldbeleuchtung . . . . .  | 107 |
| 5.13 | Blendungsbewertung der simulierten realen Spektren für das LED- und HPS-Umfeld . . . . .  | 108 |
| 5.14 | Schwellenkontraste der Stimuli mit annähernd gleicher Strahldichte nach [Kierdorf, 2013] . . . . .  | 111 |
| 5.15 | Vergleich der spektralen Kontrastempfindlichkeit mit der $V(\lambda)$ -Kurve nach [Kierdorf, 2013] . . . . .  | 112 |
| 5.16 | Schwellenkontraste der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdichte nach [Kierdorf, 2013] . . . . .  | 113 |
| 5.17 | Differenzen der benötigten Kontraste zum Schwellenkontrast ohne Blendung . . . . .  | 114 |
| 5.18 | Vergleich der relativen und absoluten Schwellenerhöhung . . . . .   | 115 |
| 5.19 | Schwellenkontraste der synthetischen Spektren . . . . .   | 116 |
| 5.20 | Schwellenkontraste der simulierten realen Spektren . . . . .  | 117 |
| 5.21 | Schwellenkontraste aller breitbandigen Stimuli . . . . .  | 118 |
| 5.22 | Vergleich der Schwellenkontraste der schmalbandigen Stimuli bei unterschiedlichem Umfeldspektrum . . . . .  | 119 |
| 5.23 | Schwellenkontraste simulierter realer Spektren für das LED- und HPS-Umfeld . . . . .  | 120 |
| 5.24 | Vergleich spektraler Blendempfindlichkeitskurven verschiedener Autoren . . . . .  | 122 |
| 5.25 | Vergleich der transformierten spektralen Blendempfindlichkeit mit den Sensitivitätskurven der S-Zapfen und Stäbchen nach [Niedling and Völker, 2016] . . . . .                            | 123 |
| 5.26 | Vergleich der Normspektralwertfunktionen $\bar{x}(\lambda)$ , $\bar{y}(\lambda)$ und $\bar{z}(\lambda)$ nach [CIE, 2004] mit den Empfindlichkeitskurven der S-, M- und L-Zapfen . . . . . | 125 |
| 5.27 | Relative Normfarbwerte der gezeigten realen Spektren bezogen auf die CCT . . . . .  | 125 |
| 5.28 | Farborte der gezeigten breitbandigen Reize . . . . .  | 126 |
| 5.29 | Vergleich der berechneten relativen spektralen Kontrastempfindlichkeit nach Zydek 2014 mit der spektralen Kontrastempfindlichkeit nach Kierdorf 2012 . . . . .                            | 129 |
| A.1  | Spektrum der verwendeten Xenon-Kurzbogenlampe . . . . .   | 167 |
| A.2  | Darstellbare Kontraststufen auf dem Monitor . . . . .   | 169 |

|     |  |     |
|-----|--|-----|
| A.3 | Histogramm der Blendungsbewertung des schmalbandigen leuchtdichtegleichen Reizes mit der Peakwellenlänge 584 nm . . . . .    | 170 |
| A.4 | Histogramm der erkannten Grauwerte des schmalbandigen leuchtdichtegleichen Reizes mit der Peakwellenlänge 584 nm . . . . .   | 170 |
| A.5 | Q-Q-Plot der Blendungsbewertung des schmalbandigen leuchtdichtegleichen Reizes mit der Peakwellenlänge 584 nm . . . . .      | 171 |
| A.6 | Q-Q-Plot der erkannten Grauwerte des schmalbandigen leuchtdichtegleichen Reizes mit der Peakwellenlänge 584 nm . . . . .     | 171 |
| A.7 | t-Test der Differenz Schwellenkontraste der schmalbandigen leuchtdichtegleichen Stimuli zur Schwelle ohne Blendung . . . . . | 172 |

# Tabellenverzeichnis

|     |  |    |
|-----|--|----|
| 2.1 | Erweiterte Übersicht der Dichteverteilungen der Zapfen verschiedener Autoren nach [Freiding, 2010] . . . . .   | 23 |
| 3.1 | Übersicht über bisherige Studien mit realen Blendquellenspektren . .   | 47 |
| 3.2 | Koeffizienten zur Ermittlung der spektralen Blendempfindlichkeit nach Fekete 2010 . . . . .  | 50 |
| 3.3 | Übersicht über bisherige Studien mit künstlichen Blendquellenspektren  | 55 |
| 3.4 | Übersicht über bisherige Studien zum Einfluss des Spektrums auf die Schleierleuchtdichte . . . . .   | 61 |
| 4.1 | Tabelle abhängige und unabhängige Variablen der Untersuchungen .   | 68 |
| 4.2 | Peakwellenlänge (PWL) in nm und erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken in lx der Stimuli mit annähernd gleicher Strahl- und Leuchtdichte . . . . .                 | 77 |
| 4.3 | Normierte numerische Integrale der Faltungen der synthetischen Spektren mit den Sensitivitätskurven der S-Zapfen und Stäbchen sowie deren CCT . . . . .          | 80 |
| 4.4 | Normierte numerische Integrale der Faltungen der simulierten realen Spektren mit den Sensitivitätskurven der S-Zapfen und Stäbchen sowie deren CCT . . . . .     | 81 |
| 4.5 | Festlegung der Arbeitshypothesen . . . . .   | 83 |
| 4.6 | Übersicht über die Versuchsteilnehmer der drei Versuchsreihen . . . .  | 87 |
| 5.1 | Anzahl der Ausreißer aller Versuchsdurchgänge . . . . .  | 89 |
| 5.2 | Retestreliaibilität nach Cronbachs-Alpha für alle Versuchsdurchgänge   | 90 |
| 5.3 | Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung sowie erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli mit annähernd gleicher Strahldichte . . . . . | 95 |
| 5.4 | Vergleich des Unterschiedes der Blendungsbewertung verschiedener Peakwellenlängen . . . . .  | 96 |
| 5.5 | Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung sowie erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdichte . . . . . | 98 |

|      |  |     |
|------|--|-----|
| 5.6  | Vergleich des Unterschiedes der Blendungsbewertung verschiedener Peakwellenlängen für die strahl- und leuchtdichtegleiche Reizdarbietung . . . . .               | 100 |
| 5.7  | Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung der synthetischen Spektren . . . . .   | 101 |
| 5.8  | Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung der simulierten realen Spektren . . . . .  | 102 |
| 5.9  | Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung der synthetischen Spektren . . . . .   | 106 |
| 5.10 | Mittelwerte und Standardabweichungen der Blendungsbewertung der simulierten realen Spektren . . . . .  | 106 |
| 5.11 | Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellenkontraste sowie erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli mit annähernd gleicher Strahldichte . . . . . | 111 |
| 5.12 | Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellenkontraste sowie erzeugte Hornhautbeleuchtungsstärken der Stimuli mit annähernd gleicher Leuchtdichte . . . . . | 113 |
| 5.13 | Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellenkontraste der synthetischen Spektren . . . . .   | 116 |
| 5.14 | Mittelwerte und Standardabweichungen der Schwellenkontraste der simulierten realen Spektren . . . . .  | 117 |
| 5.15 | Relative spektrale Kontrastempfindlichkeit nach Zydek 2014 und berechnete zugehörige photometrische Größen . . . . .   | 129 |

# Abkürzungsverzeichnis

|              |   |
|--------------|---|
| $A_p$        | projizierte gesehene Fläche der Leuchte                           |
| C            | Contrast  |
| CF           | Korrekturfaktor für die Lichtfarbe                                |
| $cd/m^2$     | Candela pro Quadratmeter  |
| CIE          | Commission internationale de l'Eclairage                          |
| CCT          | Correlated Color Temperature                                      |
| DB           | de Boer Rating  |
| DG           | Discomfort glare  |
| DIN          | Deutsches Institut für Normung                                    |
| DMD          | Digital Micromirror Device  |
| $E_s$        | Hornhautbeleuchtungsstärke durch die Blendquelle                  |
| $E_{ad}$     | Hornhautbeleuchtungsstärke durch das Umfeld                       |
| $E_{Cornea}$ | Hornhautbeleuchtungsstärke  |
| $f_{config}$ | Angleichungsfaktor  |
| FL           | Leuchtstofflampe  |
| ipRGC        | intrinsically photosensitive Retinal Ganglion Cells               |
| $G_{CM}$     | Glare control mark  |
| G / GI       | Blendindex  |
| GMF          | Glare mechanism function  |
| HID          | High intensity discharge lamp                                     |
| HPS          | High pressure sodium lamp   |
| HWB          | Halbwertsbreite   |
| $I_{80,88}$  | Lichtstärke einer Leuchte unter $\gamma=80^\circ$ bzw. $88^\circ$ |
| IL           | Glühlampe   |

|                                     |  |
|-------------------------------------|--|
| K                                   | Kelvin   |
| Kfz                                 | Kraftfahrzeug  |
| KS <sub>S</sub>                     | Ausgleich zwischen zentraler Stimulation eines rezeptiven Feldes und der Unterdrückung durch das Umfeld des Zentrums |
| $\lambda$                           | Wellenlänge in Nanometer   |
| lx                                  | Lux  |
| L <sub>ad</sub>                     | Adaptationsleuchtdichte  |
| L <sub>ad,mes</sub>                 | Mesopische Adaptationsleuchtdichte   |
| L <sub>b</sub>                      | Umfeldleuchtdichte   |
| L <sub>e,<math>\lambda</math></sub> | Spektrale Strahldichte   |
| L <sub>GM</sub>                     | äquivalente Blendleuchtdichte  |
| L <sub>o</sub>                      | Objektleuchtdichte   |
| L <sub>rd</sub>                     | Leuchtdichte auf der Straße  |
| L <sub>S</sub>                      | Leuchtdichte der Blendquelle   |
| L <sub>veil</sub>                   | Schleierleuchtdichte   |
| LCD                                 | Liquid crystal display   |
| LED                                 | Light emitting diode   |
| m                                   | Meter  |
| MW                                  | Mittelwert   |
| nm                                  | Nanometer  |
| $\Omega$                            | Größe der Blendquelle  |
| Obs                                 | Observer   |
| P                                   | Positionsindex   |
| PSF                                 | Punkzspreizfunktion  |
| PWL                                 | Peakwellenlänge  |
| R <sup>2</sup>                      | Determinationskoeffizient  |
| R <sub>deBoer</sub>                 | de Boer-Bewertung  |
| RGB                                 | Rot, Grün, Blau  |
| S <sub>C</sub>                      | Signal eines rezeptiven Feldes   |
| SD                                  | Standardabweichung   |

|  |  |
|--|--|
| S/P  | Skotopisch/Photopisch-Verhältnis   |
| SPD  | Spectral power distribution  |
| SWS  | Short wavelength sensitivity   |
| $\theta_0$   | spontane Feuerungsrate der Photorezeptoren                                       |
| $\Theta$   | Winkel zwischen Blickrichtung und Blendquelle                                    |
| TI   | Threshold Increment  |
| TH   | Tungsten Halogen   |
| $V(\lambda)$   | spektrale Hellempfindlichkeit für das photopische Sehen                          |
| $V'(\lambda)$  | spektrale Hellempfindlichkeit für das skotopische Sehen                          |
| $V_{DG}(\lambda)$                                      | spektrale Empfindlichkeit von psychologischer Blendung                           |
| $V_M(\lambda)$   | spektrale Hellempfindlichkeit für das photopische Sehen nach Judd                |
| VDG  | Visual discomfort glare  |
| Vpn  | Versuchspersonen   |
| W  | Blendurteil nach Schmidt-Clausen und Bindels [Schmidt-Clausen and Bindels, 1974] |
| $X_e$  | Energetische Größe   |
| x, y, z  | Normfarbwertanteile  |
| $\bar{x}(\lambda), \bar{y}(\lambda), \bar{z}(\lambda)$ | Normspektralwertfunktionen   |
| X, Y, Z  | Normfarbwerte  |



# Anhang

## Anhang 1

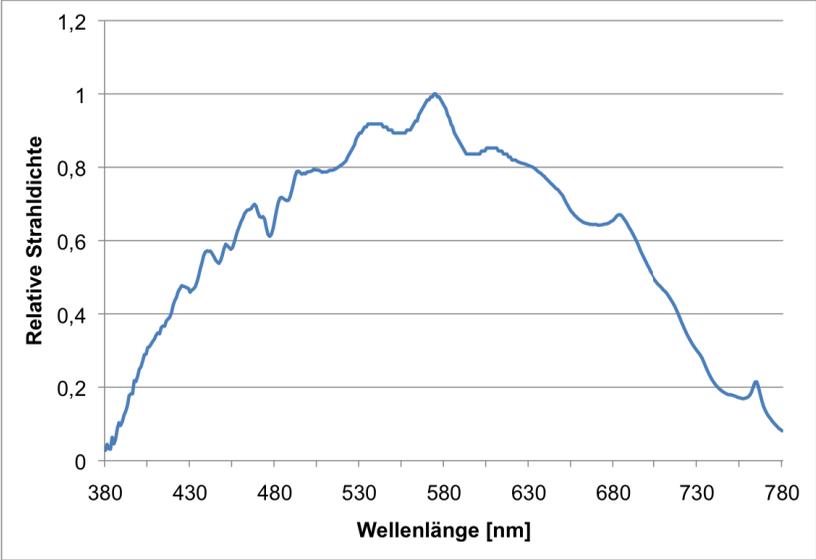


Abbildung A.1: Spektrum der verwendeten Xenon-Kurzbogenlampe

## Anhang 2

### Probandeninstruktion

Wir führen heute einen Versuch zum Einfluss der Lichtfarbe einer Blendquelle auf die Erkennbarkeit von Sehobjekten durch. Sie werden dabei von verschiedenfarbigen Reizen mehr oder weniger stark geblendet und müssen dabei ein Sehzeichen erkennen. Dabei handelt es sich um einem Kreis, der in unserem Versuch 5 Öffnungen haben kann.

Die Öffnung kann jeweils nach links, links unten, unten, rechts unten und unten zeigen. Das Sehzeichen wird jeweils gleichzeitig mit verschiedenfarbigen Blendquellen eingeschaltet und immer heller. Sobald Sie die Öffnung des Kreises erkennen können, drücken Sie bitte den Taster in ihrer Hand. Dann geht das Sehzeichen und die Blendquelle aus. Sie sagen mir dann bitte die Richtung der Öffnung des Sehzeichens. Bitte schauen Sie dabei immer direkt auf den Darbietungsort des Sehzeichens und nicht in die Blendquelle. Drücken Sie bitte nicht aus Verdacht, sondern erst, wenn Sie die Öffnung wirklich erkennen. Zwischen den Reizen gibt es eine Pause. Ich sage Ihnen vor jedem neuen Reiz kurz Bescheid.

(Zur Auswertung der Daten zeichnen wir auch ihre Pupillenreaktion mit auf.)

Zudem bitte ich Sie, mir die von Ihnen empfundene Störwirkung der Blendquelle mitzuteilen. Dazu sehen Sie zu ihrer Linken eine 9-stufige Skala. 1 bedeutet dabei kaum merkliche Blendung, das heißt sie nehmen eine Blendquelle wahr, doch diese stört sehr gering. 9 bedeutet unerträgliche Blendung, das heißt Sie fühlen sich durch die Blendquelle unerträglich stark geblendet. Bitte bewerten Sie die Störwirkung anhand dieser 9-stufigen Skala für jeden Reiz. Beziehen sie sich dabei nicht auf die gefühlte Wahrnehmbarkeit des Sehzeichens, sondern nennen mir die von Ihnen subjektiv wahrgenommene Störwirkung durch die Blendquelle. Die Skala steht dabei zur freien Verfügung, das heißt auch die geraden Zahlen können benutzt werden. Die Skala kann voll ausgenutzt werden, muss aber nicht.

Erscheint Ihnen ein Reiz zu hell oder unerträglich, schließen Sie einfach ihre Augen und geben mir Bescheid. Sie können den Versuch auch jederzeit ohne Konsequenzen abbrechen.

Haben Sie Fragen zum Versuchsablauf?

Dann üben wir den Ablauf jetzt 4 mal, um Sie mit allem vertraut zu machen. Dabei zeigen wir Ihnen den die hellsten und dunkelsten Reize des Versuches. Danach startet der Versuch.

## Anhang 3

| Stufe | Kontrast |  | Stufe | Kontrast |
|-------|----------|--|-------|----------|
| 1     | 0,17     |  | 26    | 3,67     |
| 2     | 0,17     |  | 27    | 3,97     |
| 3     | 0,17     |  | 28    | 4,27     |
| 4     | 0,19     |  | 29    | 4,59     |
| 5     | 0,23     |  | 30    | 4,93     |
| 6     | 0,27     |  | 31    | 5,27     |
| 7     | 0,33     |  | 32    | 5,63     |
| 8     | 0,39     |  | 33    | 5,99     |
| 9     | 0,47     |  | 34    | 6,37     |
| 10    | 0,57     |  | 35    | 6,77     |
| 11    | 0,67     |  | 36    | 7,17     |
| 12    | 0,79     |  | 37    | 7,59     |
| 13    | 0,91     |  | 38    | 8,01     |
| 14    | 1,05     |  | 39    | 8,45     |
| 15    | 1,21     |  | 40    | 8,91     |
| 16    | 1,37     |  | 41    | 9,37     |
| 17    | 1,55     |  | 42    | 9,85     |
| 18    | 1,73     |  | 43    | 10,33    |
| 19    | 1,93     |  | 44    | 10,83    |
| 20    | 2,15     |  | 45    | 11,35    |
| 21    | 2,37     |  | 46    | 11,87    |
| 22    | 2,61     |  | 47    | 12,41    |
| 23    | 2,85     |  | 48    | 12,95    |
| 24    | 3,11     |  | 49    | 13,51    |
| 25    | 3,39     |  | 50    | 14,09    |

Abbildung A.2: Darstellbare Kontraststufen auf dem Monitor

# Anhang 4

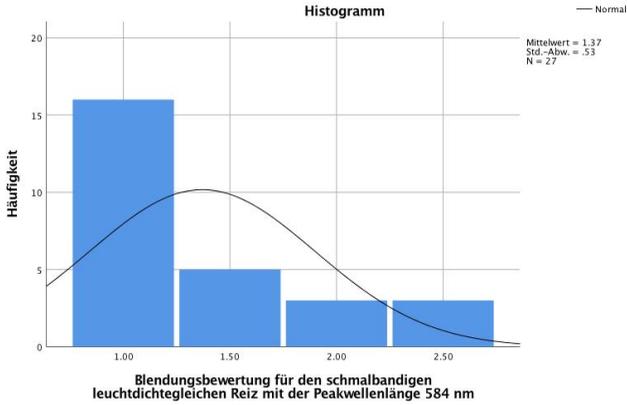


Abbildung A.3: Histogramm der Blendungsbewertung des schmalbandigen leuchtdichtegleichen Reizes mit der Peakwellenlänge 584 nm

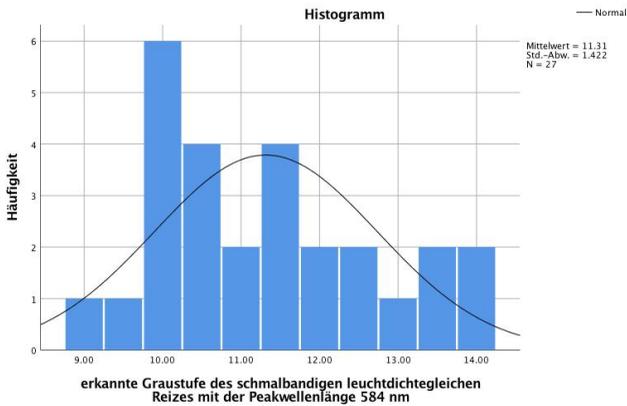


Abbildung A.4: Histogramm der erkannten Grauwerte des schmalbandigen leuchtdichtegleichen Reizes mit der Peakwellenlänge 584 nm

## Anhang 5

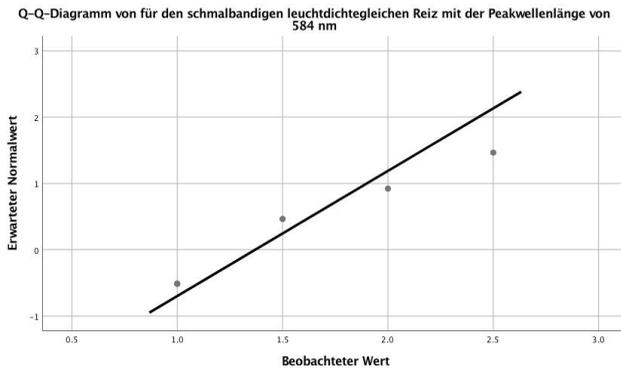


Abbildung A.5: Q-Q-Plot der Blendungsbewertung des schmalbandigen leuchtdichtegleichen Reizes mit der Peakwellenlänge 584 nm

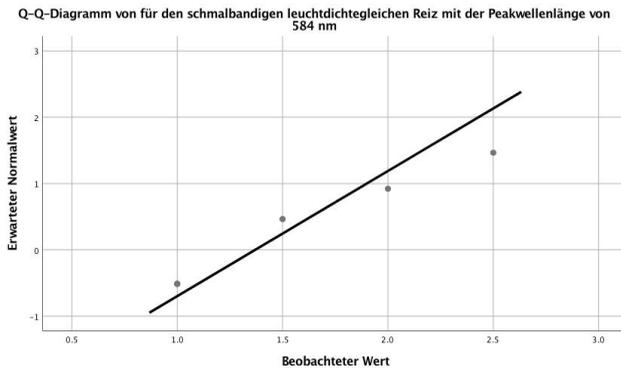


Abbildung A.6: Q-Q-Plot der erkannten Grauwerte des schmalbandigen leuchtdichtegleichen Reizes mit der Peakwellenlänge 584 nm

# Anhang 6

## Test bei gepaarten Stichproben

|          |                 | Gepaarte Differenzen |                     |                                       |                                  |
|----------|-----------------|----------------------|---------------------|---------------------------------------|----------------------------------|
|          |                 | Mittelwert           | Std.-<br>Abweichung | Standardfehler<br>des<br>Mittelwertes | 95%<br>Konfidenzinter.<br>Untere |
| Paaren 1 | V414 - Schwelle | .582318              | .483183             | .145685                               | .257712                          |
| Paaren 2 | V441 - Schwelle | .470364              | .332541             | .100265                               | .246959                          |
| Paaren 3 | V467 - Schwelle | .315818              | .428262             | .129126                               | .028108                          |
| Paaren 4 | V489 - Schwelle | .216364              | .220591             | .066511                               | .068169                          |
| Paaren 5 | V526 - Schwelle | .289045              | .338710             | .102125                               | .061497                          |
| Paaren 6 | V584 - Schwelle | .124636              | .160198             | .048302                               | .017014                          |
| Paaren 7 | V620 - Schwelle | .162545              | .201304             | .060695                               | .027308                          |
| Paaren 8 | V644 - Schwelle | .193682              | .271898             | .081980                               | .011018                          |
| Paaren 9 | V668 - Schwelle | .277500              | .257317             | .077584                               | .104632                          |

## Test bei gepaarten Stichproben

|          |                 | Gepaarte ...<br>95%<br>Konfidenzinterv... |       |    |                 |
|----------|-----------------|---|-------|----|-----------------|
|          |                 | Obere                                     | T     | df | Sig. (2-seitig) |
| Paaren 1 | V414 - Schwelle | .906925                                   | 3.997 | 10 | .003            |
| Paaren 2 | V441 - Schwelle | .693768                                   | 4.691 | 10 | .001            |
| Paaren 3 | V467 - Schwelle | .603528                                   | 2.446 | 10 | .035            |
| Paaren 4 | V489 - Schwelle | .364558                                   | 3.253 | 10 | .009            |
| Paaren 5 | V526 - Schwelle | .516594                                   | 2.830 | 10 | .018            |
| Paaren 6 | V584 - Schwelle | .232259                                   | 2.580 | 10 | .027            |
| Paaren 7 | V620 - Schwelle | .297783                                   | 2.678 | 10 | .023            |
| Paaren 8 | V644 - Schwelle | .376345                                   | 2.363 | 10 | .040            |
| Paaren 9 | V668 - Schwelle | .450368                                   | 3.577 | 10 | .005            |

Abbildung A.7: t-Test der Differenz Schwellenkontraste der schmalbandigen leuchtdichtgleichen Stimuli zur Schwelle ohne Blendung

# Im Rahmen der Arbeit entstandene Publikationen

Niedling, Mathias; Kierdorf, Daniel; Völker Stephan (2012): Einfluss der spektralen Zusammensetzung einer Lichtquelle auf die Blendung unter mesopischen Bedingungen, LICHT 2012 Tagungsband, ISBN: 978-3-927787-37-7

Niedling, Mathias; Völker, Stephan (2013): Spectral power distribution and glare, Lux Europa Krakau, Proceedings, ISBN 3-927787-27-2

Niedling, Mathias; Kierdorf, Daniel; Völker Stephan (2013): Influence of a glare sources spectrum on discomfort and disability glare under mesopic conditions, CIE Proceedings 038x:2013, Paris, ISBN 978-3-902842-44-2

Völker, Stephan; Niedling, Mathias (2013): Neue Herausforderungen in der Blendungsbewertung von LED-Leuchten, 8. Stadt- und Außenbeleuchtung, ISBN: 978-3-927787-44-5

Niedling, Mathias; Völker, Stephan (2016): Anwendbarkeit einer spektralen Blendempfindlichkeit zur Bewertung der psychologischen Blendung breitbandiger Stimuli, LICHT 2016 Tagungsband, DOI 10.5445/KSP/1000057817

Niedling, Mathias (2016): Psychologische Blendung in der Straßenbeleuchtung – ein Gütekriterium auf dem Prüfstand, 10. LiTG-Tagung Stadt- und Außenbeleuchtung 2016, ISBN: 978-3-927787-54-5

Niedling, Mathias; Völker, Stephan (2017): Influence of a glare sources spectrum on discomfort glare – a physiological explanation for a psychological phenomenon, CIE Proceedings x044:2017, South Korea 2017, DOI:10.25039/x044.2017



## **Schriftenreihe des Fachgebietes Lichttechnik**

Hrsg.: Prof. Dr. Stephan Völker, Heike Schumacher

ISSN 2196-338X (print)

ISSN 2198-5103 (online)

---

- 1: Völker, Stephan; Schumacher, Heike (Hrsg.):  
Jahresbericht 2012.** - 2013. - 61 S.  
ISBN 978-3-7983-2517-3 (print) EUR 5,80  
ISBN 978-3-7983-2518-0 (online)
- 2: Völker, Stephan; Schumacher, Heike (Hrsg.):  
Jahresbericht 2013.** - 2014. - 67 S.  
ISBN 978-3-7983-2667-5 (print) EUR 8,00  
ISBN 978-3-7983-2668-2 (online)
- 3: Völker, Stephan; Schumacher, Heike (Hrsg.):  
8. Symposium Licht und Gesundheit.** Eine  
Sondertagung der TU Berlin gemeinsam mit  
DAfP und LiTG; 19. und 20. März 2014,  
Messegelände Berlin - 2014. - 201 S.  
ISBN 978-3-7983-2671-2 (print) EUR 12,50  
ISBN 978-3-7983-2672-9 (online)
- 4: Völker, Stephan; Schumacher, Heike (Hrsg.):  
Jahresbericht 2014.** - 2015. - 64 S.  
ISBN 978-3-7983-2747-4 (print) EUR 8,00  
ISBN 978-3-7983-2748-1 (online)
- 5: Völker, Stephan; Schumacher, Heike (Hrsg.):  
UNILED – Erfassung und Beseitigung von  
Innovationshemmnissen beim Solid State  
Lighting.** Ausgewählte Ergebnisse des  
Forschungsvorhabens - 2015. - 272 S.  
ISBN 978-3-7983-2707-8 (print) EUR 15,00  
ISBN 978-3-7983-2708-5 (online)
- 6: noch nicht erschienen**
- 7: Völker, Stephan; Schumacher, Heike (Hrsg.):  
Jahresbericht 2015/2016.** - 2016. - 62 S.  
ISBN 978-3-7983-2834-1 (print) EUR 9,00  
ISBN 978-3-7983-2835-8 (online)
- 8: Völker, Stephan; Schumacher, Heike (Hrsg.):  
9. Symposium Licht und Gesundheit.**  
Abstracts - 2016. - 75 S.  
ISBN 978-3-7983-2866-2 (print) EUR 8,00  
ISBN 978-3-7983-2867-9 (online)
- 9: Bensel, Silvia: Messtechnische Bewertung  
weißer LED-Leuchten.** Gonio-spektralradio-  
metrische Untersuchung räumlicher Farb-  
unterschiede.- 2017. - 118 S.  
ISBN 978-3-7983-2910-2 (print) EUR 13,00  
ISBN 978-3-7983-2911-9 (online)
- 10: Völker, Stephan: Blendung durch Kfz-  
Scheinwerfer im nächtlichen Straßenverkehr.**  
Ein Review bis 2006 – Beschreibung, Maßzahlen,  
Bewertungsmethoden.- 2017. - 172 S.  
ISBN 978-3-7983-2956-0 (print) EUR 15,00  
ISBN 978-3-7983-2957-7 (online)
- 11: Völker, Stephan; Schumacher, Heike (Hrsg.):  
Jahresbericht 2016/2017.-** 2018. - 52 S.  
ISBN 978-3-7983-2930-0 (print) EUR 9,00  
ISBN 978-3-7983-2931-7 (online)
- 12: Völker, Stephan; Schumacher, Heike (Hrsg.):  
Jahresbericht 2017/2018.-** 2018. - 68 S.  
ISBN 978-3-7983-2997-3 (print) EUR 9,00  
ISBN 978-3-7983-2998-0 (online)





## Zum Einfluss des Spektrums auf die Blendung

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss der spektralen Verteilung von Blendquellen auf die physiologische und die psychologische Blendung untersucht. Ersterer wurde dabei über die Kontrastwahrnehmung operationalisiert, letztere über die Bewertung der Blendung auf einer neunstufigen Skala. Das Ziel der im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen war es, eine physiologische Erklärung für eine erhöhte Blendempfindlichkeit bei erhöhtem Anteil kurzwelliger Strahlung im Spektrum der Blendquelle zu finden. Ferner sollte geprüft werden, ob eine additiv zusammengesetzte spektrale Blendempfindlichkeitskurve zur Vorhersage der Blendung durch reale breitbandige Blendreize geeignet ist. Um dies zu untersuchen, wurden verschiedene Probandenversuche im Labor durchgeführt. Hierfür wurde ein Versuchsdesign entwickelt, in welchem unter sonst konstanten Bedingungen das Spektrum einer Blendquelle frei einstellbar war. Dabei wurde der Anwendungsfall einer Straßenbeleuchtungsszene nachgestellt. Die Untersuchungen fanden unter mesopischen Adaptationsbedingungen statt.

ISBN 978-3-7983-3032-0 (print)

ISBN 978-3-7983-3033-7 (online)



ISBN 978-3-7983-3032-0



<http://verlag.tu-berlin.de>