

---

# Untersuchungen zur spektralen Empfindlichkeit des Auges für Detektion und physiologische Blendung im mesopischen Bereich

---

Experiments towards the spectral sensitivity of the eye for detection and disability glare in the mesopic range

Dissertation von Daniel Englisch

September 2017

---



TECHNISCHE  
UNIVERSITÄT  
DARMSTADT



FACHGEBIET  
LICHTTECHNIK



# Untersuchungen zur spektralen Empfindlichkeit des Auges für Detektion und physiologische Blendung im mesopischen Bereich

Vom Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik  
der Technischen Universität Darmstadt  
zur Erlangung des Grades  
eines Doktors der Ingenieurwissenschaften  
(Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation  
von Daniel Englisch, M.Sc.  
geb. am 07.06.1988  
in Hanau

Referent:	Prof. Dr.-Ing. habil. Tran Quoc Khanh
Korreferent:	Univ.-Prof. Dr. sc. nat. habil. Christoph Schierz
Tag der Einreichung:	04.09.2017
Tag der Prüfung:	14.12.2017

Darmstadt 2018

D17



# Erklärung zur Dissertation

Hiermit versichere ich, die vorliegende Dissertation ohne Hilfe Dritter nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt zu haben. Alle Stellen, die aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht. Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Darmstadt, den 4. September 2017

---

(Daniel Englisch)



---

„We can scarcely avoid the inference that light consists in the transverse undulations of the same medium which is the cause of electric and magnetic phenomena.“

-James Clerk Maxwell-



## Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit in mesopischen Umfeldbedingungen.

Untersucht werden die Empfindlichkeiten für Detektionsobjekte, welche sowohl foveal, als auch peripher im Gesichtsfeld auftauchen, sowie für die physiologische Blendung. Zur Bestimmung der Empfindlichkeiten wurden die jeweiligen Wahrnehmungsschwellen mithilfe einer adaptiven Prozedur bestimmt.

Ermittelt wurde die Empfindlichkeit der Detektion für Umfeldleuchtdichten von  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  und  $1 \text{ cd/m}^2$  und jeweils die Detektionswinkel von  $\theta = 0^\circ$  und  $\theta = 20^\circ$ . Zusätzlich wurden die Daten aus einer vorangegangenen Arbeit bei den Winkeln  $\theta = 2,65^\circ$  und  $\theta = 10^\circ$  verwendet und analysiert. Die Empfindlichkeiten zeigen deutliche, aber jeweils unterschiedliche, Abweichungen zur  $V(\lambda)$ -Kurve. Auch ein Vergleich mit der von der CIE vorgeschlagenen Funktion für eine mesopische Hellempfindlichkeit ergab keine Übereinstimmung.

Aufgrund der Analyse wurde ein mathematisches Modell entwickelt, welches auf vier Basisfunktionen basiert. Diese Basisfunktionen sollen rezeptorale und postrezeptorale Prozesse, welche zur Wahrnehmung beitragen, vertreten.

Für die Bestimmung der Hellempfindlichkeit der physiologischen Blendung wurden insgesamt vier unterschiedliche Bedingungen getestet. Darunter fielen zwei verschiedene Adaptationsleuchtdichten  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  and  $0,3 \text{ cd/m}^2$  bei fovealem Detektionsobjekt und eine Umfeldleuchtdichte  $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$  bei Detektionswinkeln von  $\theta = 10^\circ$  und  $\theta = 20^\circ$ . Die Blendquelle erschien unter dem Winkel von  $-3,43^\circ$  relativ zum Detektionsobjekt.

Auch hier konnte keine Übereinstimmung der Empfindlichkeit mit der  $V(\lambda)$ -Funktion gefunden werden. Eine Gewichtung der Blendung mit  $V(\lambda)$  führt zu einer Unterbewertung kurzer Wellenlängen und einer Überbewertung langer Wellenlängen. Der Vergleich mit den zuvor bestimmten Hellempfindlichkeiten der Detektion zeigte für foveale Detektionsobjekte auch hier eine Unterbewertung im kurzen Wellenlängenbereich. Für periphere Detektionsobjekte waren die Hellempfindlichkeiten für physiologische Blendung und Detektion annähernd identisch. Weiterhin konnte kein Einfluss der Adaptationsleuchtdichte auf die relative spektrale Empfindlichkeit gefunden werden.

Als Ursache wurden drei Theorien aufgestellt, welche das beobachtete Verhalten erklären können. Als wahrscheinlichste Theorie ist anzunehmen, dass die Unterschiede in der spektralen Empfindlichkeit durch unterschiedliche Streuprozesse im Auge entstehen. Diese deckt sich mit bisher bekannten Ergebnissen.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Zusammenfassung</b>	<b>iii</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>iv</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>vii</b>
<b>Symbolverzeichnis</b>	<b>x</b>
<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>1 Theoretische Grundlagen</b>	<b>4</b>
1.1 Das visuelle System . . . . .	4
1.2 Psychophysik . . . . .	10
1.3 Detektion . . . . .	16
1.4 Blendung . . . . .	20
1.5 Streuung . . . . .	23
<b>2 Bisherige Forschung in der Literatur</b>	<b>26</b>
2.1 Forschung über Detektion . . . . .	26
2.2 Forschung über Blendung . . . . .	30
2.3 Forschungshypothesen . . . . .	32
<b>3 Experimenteller Aufbau</b>	<b>33</b>
3.1 Versuchsstand . . . . .	33
3.2 Blendquelle . . . . .	36
<b>4 Versuche zur spektralen Detektionsempfindlichkeit</b>	<b>43</b>
4.1 Versuchsparameter . . . . .	43
4.2 Berechnung der spektralen Empfindlichkeit . . . . .	50
4.3 Kalibrierung . . . . .	52
4.4 Versuchsablauf . . . . .	53
4.5 Probandenkollektiv . . . . .	55
4.6 Zusammenfassung der Parameter . . . . .	56
<b>5 Ergebnisse zur spektralen Detektionsempfindlichkeit</b>	<b>57</b>
5.1 Phänomenologie . . . . .	57
5.2 Analyse der Daten bei Änderung der Hintergrundleuchtdichte . . . . .	64
5.3 Analyse der Daten bei Änderung des Winkels . . . . .	65
5.4 Vergleich mit CIE191:2010 . . . . .	67

5.5	Spektrale Empfindlichkeitsfunktion . . . . .	73
5.6	Zusammenfassung . . . . .	87
<b>6</b>	<b>Versuche zur spektralen Blendempfindlichkeit</b>	<b>89</b>
6.1	Versuchsparameter . . . . .	89
6.2	Berechnung der Blendempfindlichkeit . . . . .	93
6.3	Versuchsablauf . . . . .	94
6.4	Probandenkollektiv . . . . .	96
<b>7</b>	<b>Ergebnisse zur spektralen Blendempfindlichkeit</b>	<b>97</b>
7.1	Phänomenologie . . . . .	97
7.2	Statistische Analyse . . . . .	100
7.3	Vergleich mit der Detektion . . . . .	102
7.4	Mögliche Ursachen . . . . .	105
7.5	Zusammenfassung . . . . .	111
<b>8</b>	<b>Diskussion</b>	<b>113</b>
	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>115</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>119</b>
	<b>Anhang</b>	<b>131</b>
<b>A</b>	<b>Weitere Charakterisierung des Aufbaus</b>	<b>131</b>
A.1	Hintergrundspektrum . . . . .	131
<b>B</b>	<b>Erweiterte Messungen zur Detektion</b>	<b>132</b>
B.1	Test auf Normalverteilung . . . . .	132
B.2	Vergleich mit der CIE191:2010 - weitere Messungen . . . . .	133
<b>C</b>	<b>Vortests der Messungen zur Blendung</b>	<b>135</b>
C.1	Vortest zur Umfeldleuchtdichte . . . . .	135
C.2	Vortest zur Blendquellengröße . . . . .	136
C.3	Vortest zum Blendwinkel . . . . .	137
	<b>Veröffentlichungen</b>	<b>139</b>
	<b>Danksagung</b>	<b>141</b>



# Abbildungsverzeichnis

1.1	Schematische Darstellung des Auges . . . . .	5
1.2	Aufbau der Netzhaut . . . . .	6
1.3	Rezeptorempfindlichkeiten . . . . .	7
1.4	Rezeptorverteilung auf der Netzhaut . . . . .	7
1.5	Modell der postrezeptoralen Verarbeitung . . . . .	8
1.6	Zeitlicher Verlauf der Dunkeladaptation . . . . .	9
1.7	Abstrahierter Wahrnehmungsprozess . . . . .	11
1.8	Psychometrische Funktion . . . . .	12
1.9	Visualisierung des Grenzwertverfahrens . . . . .	14
1.10	Spektrale Empfindlichkeitsfunktionen $V(\lambda)$ und $V'(\lambda)$ . . . . .	19
1.11	Schematische Darstellung der Streuzentren im Auge . . . . .	21
1.12	Intensitätsverteilung der Rayleigh-Streuung . . . . .	24
3.1	Schematische Darstellung des Versuchsstandes . . . . .	34
3.2	Spektrum des Weißlichts des Projektors . . . . .	35
3.3	Bilder des Versuchsstandes . . . . .	36
3.4	Schematische Darstellung des Aufbaus der Blendquelle . . . . .	37
3.5	Stromverhalten des Spektrums der Blendquelle . . . . .	38
3.6	Temperaturverhalten der Blendquelle . . . . .	38
3.7	Temperaturverhalten des Spektrums der Blendquelle . . . . .	39
3.8	Pulsformen von Blendreiz und Detektionsobjekt . . . . .	41
3.9	Transmission des Neutralglasfilters . . . . .	42
4.1	Leuchtdichte im Fahrzeugvorfeld . . . . .	44
4.2	Spektrum der Adaptationsbeleuchtung bei $1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	45
4.3	Transmission der Interferenzfilter . . . . .	48
4.4	Zeitlicher Verlauf von Darbietungszeit und Pausendauer . . . . .	50
4.5	Ablauf eines Detektionstests . . . . .	53
4.6	Ablaufdiagramm des Versuchs . . . . .	54
5.1	Absolute Detektionsempfindlichkeit $\theta = 0^\circ$ , $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	58
5.2	Absolute Detektionsempfindlichkeit $\theta = 0^\circ$ , $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	59
5.3	Absolute Detektionsempfindlichkeit $\theta = 2,65^\circ$ , $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	60
5.4	Absolute Detektionsempfindlichkeit $\theta = 2,65^\circ$ , $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	60
5.5	Absolute Detektionsempfindlichkeit $\theta = 10^\circ$ , $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	61
5.6	Absolute Detektionsempfindlichkeit $\theta = 10^\circ$ , $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	62
5.7	Absolute Detektionsempfindlichkeit $\theta = 20^\circ$ , $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	63
5.8	Absolute Detektionsempfindlichkeit $\theta = 20^\circ$ , $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	64

5.9	Detektionsempfindlichkeit bei unterschiedlichen Hintergrundleuchtdichten . . . . .	65
5.10	Detektionsempfindlichkeit bei unterschiedlichen Winkeln und $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	66
5.11	Detektionsempfindlichkeit bei unterschiedlichen Winkeln und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	67
5.12	Kontrast nach CIE für $\theta = 0^\circ$ und $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	69
5.13	Kontrast nach CIE für $\theta = 0^\circ$ und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	70
5.14	Vergleich mit CIE für $\theta = 0^\circ$ und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	71
5.15	Kontrast nach CIE für $\theta = 20^\circ$ und $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	71
5.16	Kontrast nach CIE für $\theta = 20^\circ$ und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	72
5.17	Basisfunktionen für das mathematische Modell . . . . .	74
5.18	Mathematisches Modell für $\theta = 0^\circ$ und $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	75
5.19	Mathematisches Modell für $\theta = 0^\circ$ und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	76
5.20	Mathematisches Modell für $\theta = 2,65^\circ$ und $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	77
5.21	Mathematisches Modell für $\theta = 2,65^\circ$ und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	78
5.22	Mathematisches Modell für $\theta = 10^\circ$ und $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	79
5.23	Mathematisches Modell für $\theta = 10^\circ$ und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	79
5.24	Mathematisches Modell für $\theta = 20^\circ$ und $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	80
5.25	Mathematisches Modell für $\theta = 20^\circ$ und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	81
5.26	Rezeptorverteilung im Auge . . . . .	83
5.27	Koeffizientenentwicklung für $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	84
5.28	Koeffizientenentwicklung für $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	86
6.1	Hintergrundspektrum für $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	90
6.2	Geometrie der Begegnungssituation im Straßenverkehr . . . . .	92
6.3	Zeitlicher Ablauf einer Darstellung im Blendungstest . . . . .	93
6.4	Ablaufdiagramm des Blendungstests . . . . .	95
7.1	Blendempfindlichkeit für $\theta = 0^\circ$ und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	98
7.2	Blendempfindlichkeit für $\theta = 0^\circ$ und $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	98
7.3	Blendempfindlichkeit für $\theta = 10^\circ$ und $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	99
7.4	Blendempfindlichkeit für $\theta = 20^\circ$ und $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	100
7.5	Vergleich der Blendempfindlichkeiten . . . . .	101
7.6	Vergleich von Blendung und Detektion für $\theta = 0^\circ$ . . . . .	103
7.7	Vergleich von Blendung und Detektion für $\theta = 10^\circ$ . . . . .	103
7.8	Vergleich von Blendung und Detektion für $\theta = 20^\circ$ . . . . .	104
7.9	Blendempfindlichkeit für $\theta = 0^\circ$ und Detektionsempfindlichkeit bei $\theta = 2,65^\circ$ . . . . .	107
7.10	Vergleich von Blendempfindlichkeit und Rayleigh-Streuung bei $\theta = 0^\circ$ . . . . .	108
7.11	Vergleich von Blendempfindlichkeit und Rayleigh-Streuung bei $\theta = 10^\circ$ . . . . .	109
7.12	Vergleich von Blendempfindlichkeit und Rayleigh-Streuung bei $\theta = 20^\circ$ . . . . .	110

---

A.1	Hintergrundspektrum für $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	131
B.1	Shapiro-Wilk Test für die Detektionsversuche . . . . .	132
B.2	Vergleich mit CIE für $\theta = 0^\circ$ und $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	133
B.3	Vergleich mit CIE für $\theta = 20^\circ$ und $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	134
B.4	Vergleich mit CIE für $\theta = 20^\circ$ und $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . . . . .	134
C.1	Vortest zur Umfeldleuchtdichte . . . . .	135
C.2	Vortest zur Blendquellengröße . . . . .	136
C.3	Vortest zum Blendwinkel . . . . .	137

## Symbolverzeichnis

$\alpha$	Sehwinkel Detektionsobjekt
$\theta$	Beobachtungswinkel Detektionsobjekt
$\beta$	Sehwinkel Blendquelle
$\omega$	Beobachtungswinkel Blendquelle
$L$	Leuchtdichte
$L_e$	Strahldichte
$E_B$	Beleuchtungsstärke am Auge
$L_U$	Adaptationsleuchtdichte
$V(\lambda)$	Hellempfindlichkeitsfunktion für das Tagsehen
$V'(\lambda)$	Hellempfindlichkeitsfunktion für das Nachtsehen
$V_{\text{mes}}(\lambda)$	Hellempfindlichkeitsfunktion für mesopisches Sehen nach CIE191:2010
$c_{\text{mes}}$	Mesopischer Kontrast nach CIE191:2010
$m$	Mischfaktor nach CIE191:2010
$\lambda$	Wellenlänge
$K_W$	Kontrast nach Weber
$f$	Frequenz
$t_d$	Darbietungsdauer
$t_p$	Pausendauer
$I$	Elektrischer Strom
$T$	Temperatur
$s$	Strecke
$s_a$	Anhalteweg
$s_r$	Reaktionsweg

$s_b$	Bremsweg
$v$	Geschwindigkeit
<b>CCT</b>	Ähnlichste Farbtemperatur
<b>ADT</b>	Absolute Detektionsschwelle
<b>ADS</b>	Absolute Detektionsempfindlichkeit
<b>SDS</b>	Spektrale Detektionsempfindlichkeit
<b>SPD</b>	Spektrale Strahldichteverteilung
<b>AGS</b>	Absolute Blendempfindlichkeit
<b>SGS</b>	Spektrale Blendempfindlichkeit



## Einleitung

Seit Beginn der Lichttechnik spielt die Gewichtung des elektromagnetischen Spektrums zur Beschreibung der menschlichen Hellempfindlichkeit eine große Rolle [1–3]. Für die meisten Anwendungen wird diese Gewichtung mit der  $V(\lambda)$ -Funktion durchgeführt, unabhängig davon, welche Umgebungsbedingungen herrschen.

Die  $V(\lambda)$ -Funktion ist jedoch nicht für alle Bedingungen verwendbar. Sie wurde unter unterschiedlichen photopischen Bedingungen und für foveales Sehen vermessen. Viele Situationen in unserem Leben spielen sich aber unter anderen Umgebungsbedingungen ab. Die durch  $V(\lambda)$  berechneten Größen können daher je nach Umfeldbedingungen zu fehlerhaften Bewertungen führen. Dies kann unerwünschte Effekte und Farbdarstellungen, aber auch potentiell gefährliche Situationen zur Folge haben.

Ein Beispiel liefern Filmvorstellungen in Kinos. In den Vorführungssälen ist das Licht im Allgemeinen abgedunkelt, sodass ein mesopisches Umfeld entsteht. Da die Augen auf die mesopischen Umfeldbedingungen adaptieren, kann es sein, dass Farben des vorgeführten Films anders wahrgenommen werden, als es der Regisseur beabsichtigt. Durch den Purkinje-Effekt werden beispielsweise blaue Farben unter dunkleren Bedingungen heller wahrgenommen als rote, während dies im hellen Umfeld anders herum der Fall ist [4].

Weiterhin werden Filme meist auf einer Breitbildleinwand gezeigt. Je nach Sitzplatz des Zuschauers können Objekte oder Handlungen am Rand des Bildes unter unterschiedlichen Winkeln auftreten. Auch hier kann eine Filmaufnahme mit einer Ausleuchtung unter Gewichtung der  $V(\lambda)$ -Funktion zu Abweichungen in der Wahrnehmung führen.

Ein weiterer Bereich, in welchem Fehlgewichtungen mit der  $V(\lambda)$ -Funktion auftreten können, stellt der Straßenverkehr dar. Bei Nachtfahrten ist die Umfeldleuchtdichte vor dem Auto zwischen  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  und  $1 \text{ cd/m}^2$  [5], was im mesopischen Bereich liegt. Die Konzeption und Regulierung von KFZ-Scheinwerfern wird dennoch stets mit der  $V(\lambda)$ -Funktion durchgeführt. Vor allem auf Landstraßen, wo keine weitere Beleuchtung vorhanden ist, kann dies zu einer anderen Helligkeitswahrnehmung von Objekten führen. Neben der Fehlgewichtung aufgrund der Umfeldleuchtdichte tritt im Straßenverkehr auch eine Fehlgewichtung aufgrund der Objektposition auf. Häufig erscheinen zu detektierende Objekte nicht auf der Fahrbahnmitte, welche den Fixationspunkt des Fahrers markiert, sondern am Fahrbahnrand. Beispiele hierfür sind Wildwechsel, Fußgänger oder Radfahrer, welche sich am Rand der Fahrbahn befinden, oder diese überqueren möchten.

Eine ungenügende Ausleuchtung, beispielsweise durch eine ungünstige spektrale Verteilung, kann im schlimmsten Fall zu einer verzögerten, oder gar ausbleibenden Detektion der Objekte führen.

Ein weiterer Effekt, welcher im Straßenverkehr häufig auftritt, ist Blendung [6]. Da Blendung durch unterschiedliche Mechanismen im Auge entsteht, ist die spektrale Empfindlichkeit der Blendung nicht zwangsweise identisch mit der der Detektion. Gerade mit dem Aufkommen der LED als Lichtquelle für KFZ-Scheinwerfer ergeben sich neue Möglichkeiten, das Spektrum der Lichtquelle durch Variation des Leuchtstoffes, der Leuchtstoffkonzentration und der Wahl der Anregungs-LED gezielt zu beeinflussen [7]. Dadurch können spektrale Strahlungsverteilungen erreicht werden, welche eine optimale Detektion von Objekten gewährleisten, aber gleichzeitig die Blendung, welche bei anderen Verkehrsteilnehmern verursacht wird, minimieren.

Ebenso ist die Gestaltung von Verkehrsschildern durch eine bessere Kenntnis der spektralen Hellempfindlichkeit sowohl der Detektion, als auch der Blendung, zu optimieren. Hier können die spektralen Reflexionsgrade so gewählt werden, dass eine maximale Detektion erreicht wird, aber dennoch keine Eigenblendung stattfindet.

Blendung tritt auch bei natürlichen Lichtquellen wie der Sonne auf. Auch hier bietet das Wissen über die spektrale Empfindlichkeit der Blendung eine Möglichkeit diese zu reduzieren. Durch geschickt gewählte Transmissionspektren können beispielsweise stärker blendende Anteile des Spektrums blockiert werden. Eine derartige Reduzierung der entstehenden Blendung kann beispielsweise Anwendung in Sonnenbrillen, Fensterscheiben oder Windschutzscheiben von Autos finden.

All diese Aspekte zeigen, wie wichtig es ist, die spektrale Empfindlichkeit für unterschiedliche Umgebungsbedingungen, sowie Sehaufgaben zu kennen. Daher beschäftigt sich diese Arbeit mit der Ermittlung eben dieser spektralen Empfindlichkeit für mesopische Umfeldbedingungen, sowie für physiologische Blendung.

Im ersten Teil der Arbeit werden die theoretischen Grundlagen erläutert, welche zum Verständnis der Arbeit beitragen. Dabei wird auf den Aufbau des visuellen Systems und die psychophysikalischen Hintergründe der Detektion und Blendung eingegangen. Weiterhin werden die physikalischen Grundlagen der Streuung dargestellt.

Im Anschluss werden bisherige Forschungen auf dem Gebiet der spektralen Hellempfindlichkeitsforschung von Detektion und physiologischer Blendung vorgestellt.

Kapitel 3 beschreibt den Aufbau des Versuchsstandes und zeigt die Charakterisierung einiger wichtiger Bestandteile.

Kapitel 4 behandelt die experimentellen Parameter und den Versuchsablauf, sowie die Methoden, welche zur Bestimmung der spektralen Hellempfindlichkeit der

Detektion genutzt werden. Im Anschluss werden die erzielten Ergebnisse in Kapitel 5 vorgestellt und analysiert. Zum Abschluss wird ein mathematisches Modell erstellt, um die spektrale Detektionsempfindlichkeit zu beschreiben, und anhand der Daten auf Plausibilität geprüft.

Eine ähnliche Strukturierung folgt in den Kapiteln 6 und 7 für die Parameter, Durchführung und Ergebnisse der Versuche zur Ermittlung der spektralen Empfindlichkeit der physiologischen Blendung.

Am Schluss der Arbeit werden alle wesentlichen Ergebnisse zusammenfassend dargestellt und ein Ausblick über mögliche weiterführende Experimente gegeben.

# Kapitel 1

## Theoretische Grundlagen

In diesem Kapitel sollen die physiologischen, psychophysikalischen und lichttechnischen Grundlagen erläutert werden, welche für das Verständnis der vorliegenden Arbeit nötig sind.

### 1.1 Das visuelle System

Das visuelle System hilft dem Menschen dabei Informationen aus seiner Umwelt aufzunehmen und zu verarbeiten [8]. Aufgrund der enormen Anzahl an ständig eintreffenden Reizen sind die Anforderungen an die Leistungsfähigkeit und Flexibilität hoch, weshalb die visuelle Wahrnehmung zu den komplexesten Aufgaben des menschlichen Verarbeitungssystems zählt [9]. Es besteht aus einer Vielzahl an Komponenten und Verarbeitungsstufen, welche die Aufgabe haben, einfallende elektromagnetische Strahlung in elektrische Impulse umzuwandeln und an das Gehirn weiterzuleiten. Einige der Grundfunktionen bestehen in der Unterscheidung von Leuchtdichte- und Farbdifferenzen, sowie dem Wahrnehmen von Formen [10].

Nachfolgend werden die grundlegenden Komponenten des visuellen System dargestellt, sowie deren Eigenschaften und Funktionsweisen näher erläutert.

#### 1.1.1 Aufbau des Auges

Eine zentrale Komponente zur visuellen Wahrnehmung ist das Auge. Es stellt die erste Kontaktstelle zur Umwelt dar [8]. Eine schematische Darstellung des menschlichen Auges ist in Abbildung 1.1 zu sehen. Dargestellt ist ein von oben betrachteter Horizontalschnitt des linken Auges, was daran zu erkennen ist, dass der nasal gelegene Sehnerv (N.O.) rechts abgebildet ist [11]. Das Licht, welches von einem Gegenstand G ausgeht, trifft zunächst auf die Hornhaut. Dort wird es erstmalig gebrochen und passiert auf dem weiteren Weg zur Netzhaut (Retina) die Linse, an der eine erneute Brechung stattfindet, und den Glaskörper. Während die Hornhaut eine feste Brechkraft besitzt, kann die Brechkraft der Linse mithilfe der Ziliarmuskeln verändert werden. Dadurch wird eine scharfe Abbildung auf der Netzhaut gewährleistet. Die Position und Größe der Abbildung des Gegenstandes auf der Netzhaut kann mithilfe der Linsenmachergleichung [11] berechnet werden, wobei  $K$  den virtuellen Standpunkt einer einzelnen brechenden Komponente angibt, welche als Ersatz für die diversen brechenden Komponenten im Auge verwendet wird. Letztlich trifft das Licht auf die Netzhaut und wird dort in



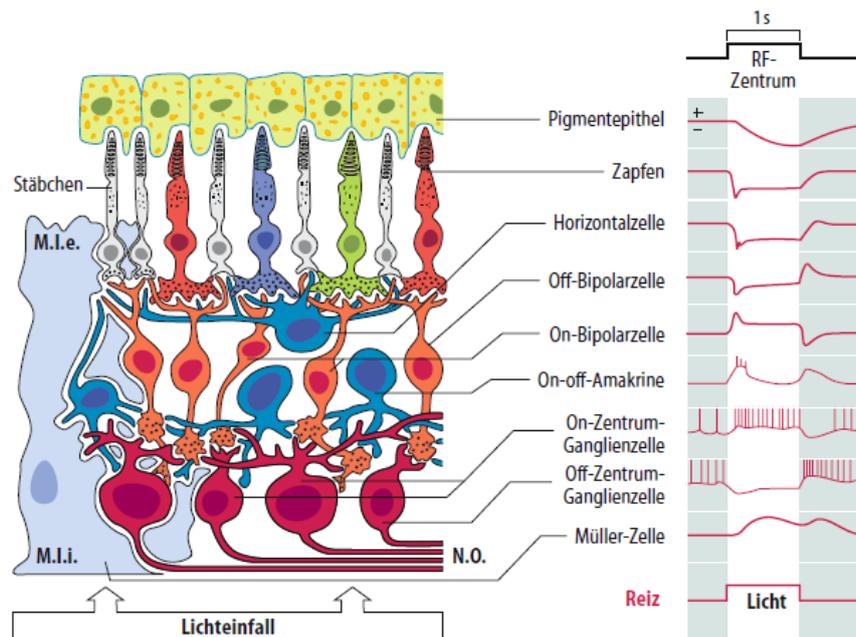


Abbildung 1.2: Aufbau der Netzhaut und Schema der Reaktion einzelner Neuronen auf einen Lichtreiz [12]

Im Gegensatz dazu sind die Stäbchen für das Nachtsehen, das sogenannte skotische Sehen, verantwortlich. Die höhere absolute Empfindlichkeit sorgt für eine bessere Effizienz in der Detektion weniger Photonen, wodurch auch Lichtquellen mit geringer Helligkeit wahrgenommen werden können. Da es nur einen Stäbchentyp gibt und daher alle Stäbchen die gleiche spektrale Empfindlichkeit aufweisen, können die Stäbchen keine Farbinformationen weitergeben, mit ihnen ist nur ein Hell-Dunkel-Sehen möglich [15–17]. Die Empfindlichkeiten der Stäbchen und Zapfen ist in Abbildung 1.3 dargestellt [18].

Die Verteilung der verschiedenen Rezeptoren auf der Netzhaut ist unterschiedlich. So ist die größte Dichte an Zapfen in einem Bereich um  $\theta = \pm 0,5^\circ$ , der sogenannten Fovea Centralis zu finden, wobei  $\theta$  die Exzentrizität beschreibt. Dies ist der Bereich des schärfsten Sehens [10, 19–21]. Im Gegensatz dazu sind in der Fovea keine Stäbchen vorhanden. Die Dichte der Stäbchen nimmt mit steigendem Winkel  $\theta$  zu und erreicht bei etwa  $\theta = 20^\circ$  ihr Maximum. Anschließend fällt die Dichte zur Peripherie hin wieder ab [22]. Abbildung 1.4 zeigt die Verteilung der Stäbchen und Zapfen auf der Netzhaut. Dabei ist zu beachten, dass zur Vereinfachung alle Zapfentypen zusammengefasst wurden. Bei genauerer Betrachtung der einzelnen Zapfentypen ist anzumerken, dass ihre Verteilung nicht identisch ist [24]. Das Zentrum Fovea ist beispielsweise frei von S-Zapfen [25], was zu einer Blau-Blindheit führt [26]. In [27] wird eine detaillierte Übersicht über die Untersuchungen der unterschiedlichen Dichteverteilungen der Rezeptoren auf der Netzhaut gegeben.

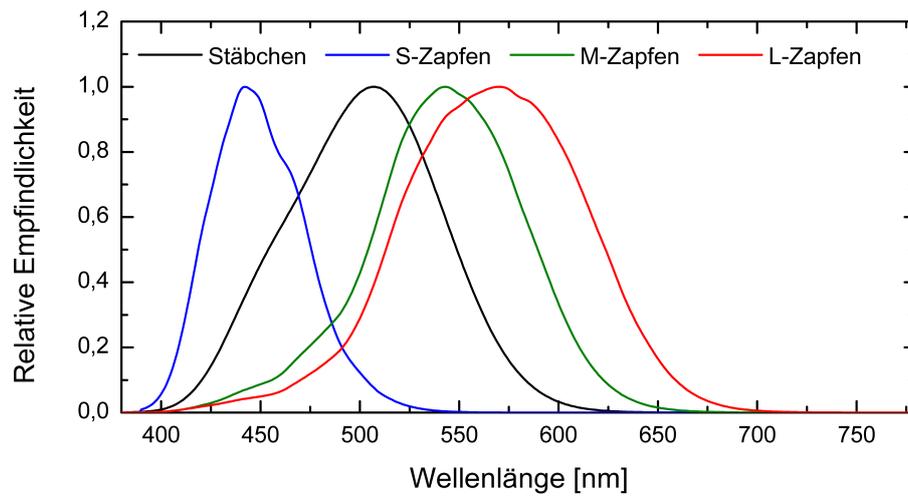


Abbildung 1.3: Rezeptorempfindlichkeiten

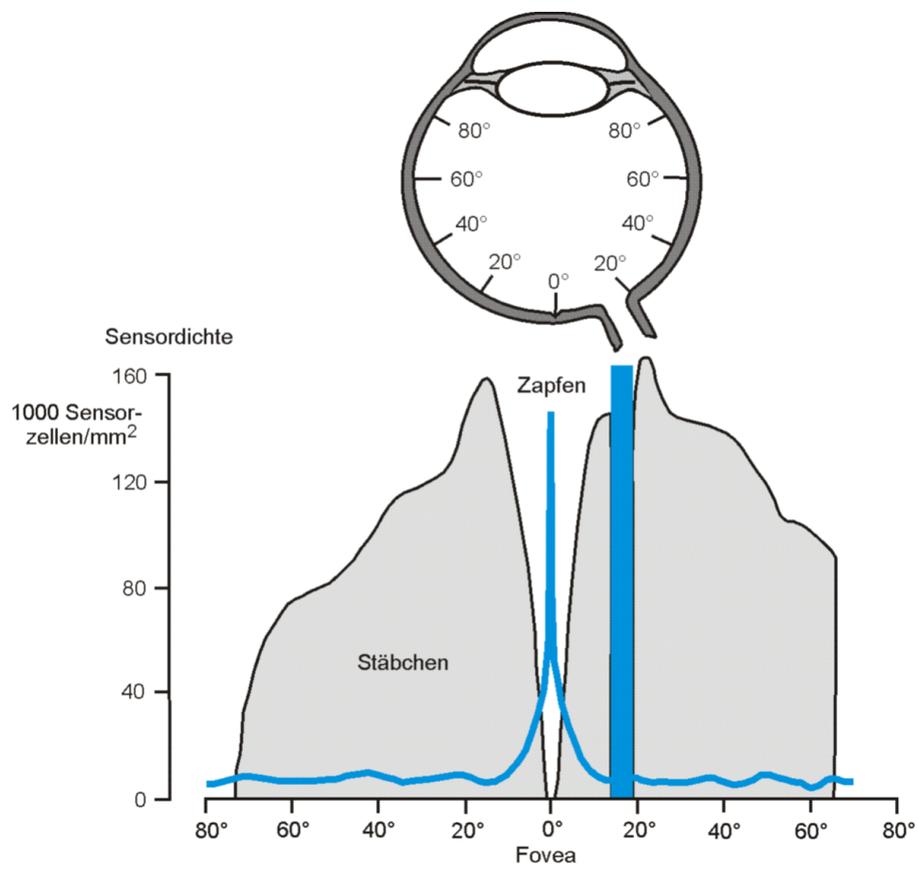


Abbildung 1.4: Verteilung der Rezeptordichte auf der Netzhaut [22, 23]

Postrezeptorale Prozesse

Obwohl die Rezeptorempfindlichkeiten bestimmt worden sind [14], war ein Vergleich mit psychologisch ermittelten Daten nur durch weitere Anpassungen möglich [28]. Grund dafür sind weitere Verarbeitungsprozesse der elektrischen Signale, welche zeitlich nach der Rezeptorebene stattfinden [29, 30]. In den Bipolar- und Ganglienzellen werden die Signale der Rezeptoren zusammengeführt und über additive und differentielle Verschaltung in einen unbunten Helligkeitskanal und zwei Gegenfarbenkanälen umgewandelt [31]. Auf Basis dieser Erkenntnisse ist ein Modell der Verarbeitung der visuellen Signale erstellt worden [32, 33]. Eine schematische Darstellung des Modells ist in Abbildung 1.5 zu sehen.

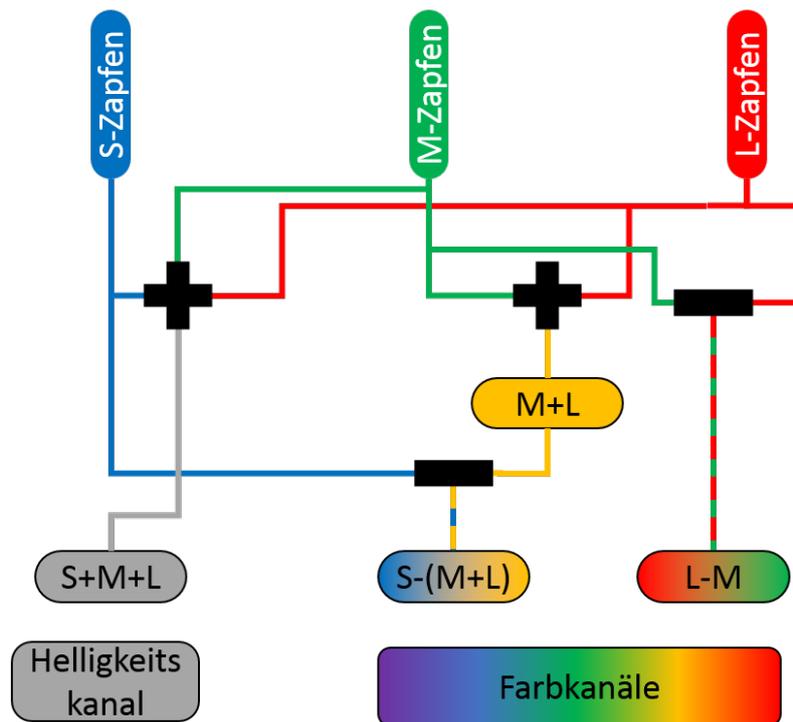


Abbildung 1.5: Modell der postrezeptoralen Verarbeitung nach [32, 33]

1.1.3 Adaptation

Durch die beschriebenen Eigenschaften der Rezeptoren wird deutlich, dass bei unterschiedlichen Umgebungsbedingungen verschiedene Rezeptoren für das Sehen verantwortlich sind. Die Anpassung der Wahrnehmung an die entsprechenden Bedingungen wird Adaptation genannt [10]. Dabei ist der Adaptationszustand primär von der Umfeldleuchtdichte abhängig [34, 35]. Der Bereich, in dem das menschliche Auge fähig ist, eine Adaptation durchzuführen liegt laut [36] zwischen  $10^{-8} \text{ cd/m}^2 \leq L_u \leq 10^6 \text{ cd/m}^2$ . Die Anpassung erfolgt über photochemische, sowie neuronale Prozesse [12, 37]. Die Dauer der Anpassung unterliegt einer interpersonellen Schwankung und kann für eine vollständige Dunkeladaptation bis

zu 60 min betragen, während eine Adaptation in den mesopischen Bereich bereits nach etwa 5 min erreicht ist [38]. Abbildung 1.6 zeigt den zeitlichen Verlauf des

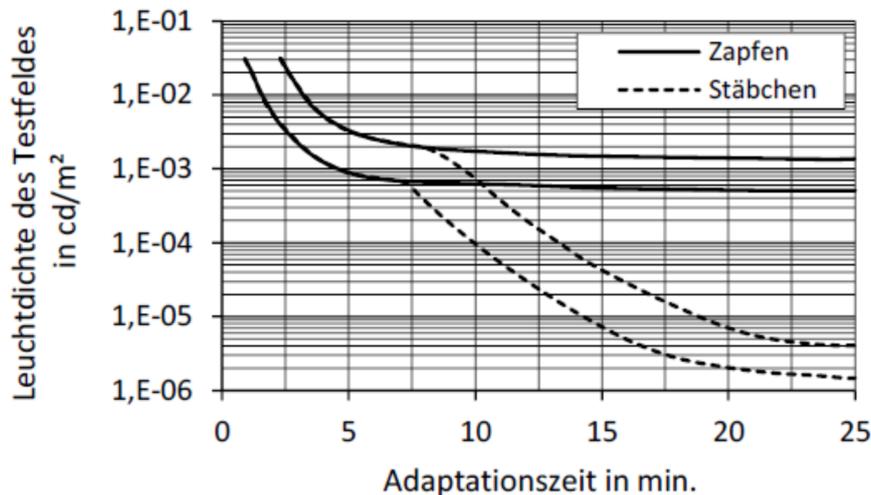


Abbildung 1.6: Zeitlicher Verlauf der Dunkeladaptation [10]

Adaptationsprozesses bei Dunkeladaptation. Dargestellt sind die obere und untere Grenze der interpersonellen Abweichung. Während die Dunkeladaptation nach 7 min für die Zapfen und nach 22 min für die Stäbchen ein konstantes Niveau, ist die Helladaptation bereits nach wenigen Sekunden abgeschlossen [9].

Es wird zwischen drei unterschiedlichen Adaptationszuständen abhängig von der Umfeldleuchtdichte unterschieden. Dabei sind die Grenzen der Zustände nicht eindeutig festgelegt. Beim Tagesehen sind nur die Zapfen aktiv. Laut DIN 5031-3 [39] gilt dieser Bereich für Leuchtdichten oberhalb von  $L_U \geq 10^2 \text{ cd/m}^2$ , während die DIN 5031-2 [40] die untere Grenze bereits bei  $10 \text{ cd/m}^2$ , die CIE (Commission Internationale de l'Éclairage) sogar bei  $3 \text{ cd/m}^2$  festlegt. In anderen Arbeiten sind weitere Grenzen genannt [41, 42].

Das Nachtsehen tritt auf, wenn nur noch Stäbchen aktiv sind. Dies ist der Fall für geringe Umfeldleuchtdichten  $L_U \leq 10^{-5} \text{ cd/m}^2$ . Auch hier ist die Grenze nicht einheitlich definiert und reicht bis hin zu  $10^{-2} \text{ cd/m}^2$  [38]. Eine detaillierte Betrachtung der unterschiedlichen Grenzen liefert [43].

Der Bereich zwischen dem photopischen und skotopischen Sehen wird als mesopisch bezeichnet. In diesem Bereich sind sowohl Stäbchen als auch Zapfen aktiv. Dies hat zur Folge, dass die spektrale Empfindlichkeit in diesem Bereich besonders sensitiv auf geringe Änderungen der Umfeldleuchtdichte ist. Auch ist der mesopische Bereich relevant für diverse Situationen im Straßenverkehr, wobei hier sowohl die foveale, als auch periphere Betrachtung von Objekten von Interesse ist [42, 44].

Da in den verschiedenen Adaptationszuständen jeweils andere Rezeptorgruppen

aktiv sind, ändert sich die spektrale Empfindlichkeit je nach Adaptationszustand. Bereits 1819 wurde dieser Effekt erstmals von *Purkinje* festgehalten [4]. Er beschreibt eine Verschiebung der Hellempfindlichkeit vom langwelligen zum kurzwelligen Spektralbereich.

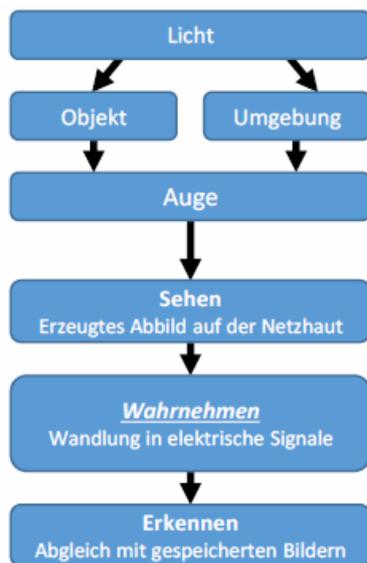
## 1.2 Psychophysik

In diesem Abschnitt sollen die psychophysikalischen Grundlagen erläutert werden. Die Psychophysik bildet die Brücke zwischen der physischen Realität und der psychologischen Wahrnehmung. In das Gebiet der Psychophysik fällt demnach der Prozess der Wahrnehmung und die damit verbundenen Wahrnehmungsschwellen, sowie Methoden zur Bestimmung dieser Schwellen.

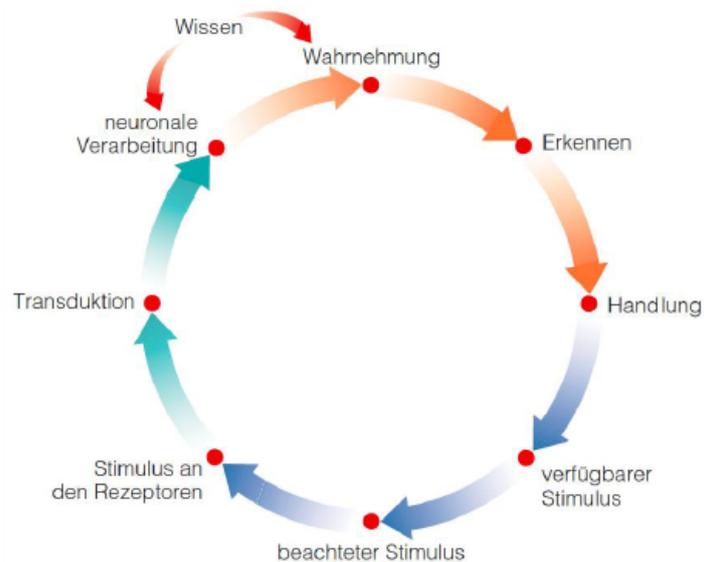
### 1.2.1 Wahrnehmung

Ein Wahrnehmungsprozess besteht aus mindestens drei Stufen [34, 38]. In der ersten Stufe treffen physische Signale auf die Rezeptoren. Im Falle der visuellen Wahrnehmung kann diese Stufe als „Sehen“ bezeichnet werden. Im zweiten Schritt werden die physischen Signale von den Rezeptoren in elektrische Signale umgewandelt und weitergeleitet. Bei diesem Prozess wird davon ausgegangen, dass eine Mindestanregung der Rezeptoren erreicht werden muss. Dieser zweite Schritt stellt das eigentliche „Wahrnehmen“ dar. Im letzten der drei Schritte wird das wahrgenommene Objekt mit bereits bekannten Bildern und Erfahrungen abgeglichen und so identifiziert. Der letzte Schritt wird als „Erkennen“ bezeichnet [45]. Erst nachdem das Objekt erkannt wurde, kann eine entsprechende bewusste Handlungsweise des Menschen erfolgen. Abbildung 1.7(a) zeigt diesen linearen Prozess der Wahrnehmung. Es gibt auch andere Modelle, in Abbildung 1.7(b) ist der zirkuläre Wahrnehmungsprozess nach [46] zu sehen. Dieser zeigt den komplexeren Ablauf der Wahrnehmung inklusive neuronaler Verarbeitungen. Auch hier ist der Prozess in drei Bereiche unterteilbar, welche farblich gekennzeichnet sind. Blaue Pfeile zeigen den Stimulus, türkise Pfeile die Verarbeitungsprozesse der Rezeptoren und orangene Pfeile die Prozesse im Gehirn. In beiden Modellen ist zunächst ein externer Stimulus vorhanden, dieser wird mit dem Auge erfasst, wodurch die physischen Signale des Stimulus an den Rezeptoren erfasst werden. Dort werden elektrische Signale erzeugt und verarbeitet, was zu einer Detektion des Stimulus führt. Um eine entsprechende Handlung einleiten zu können, muss der Stimulus zuvor noch mit bekannten Situationen abgeglichen und zugeordnet werden.

Die vorliegende Arbeit konzentriert sich auf den zweiten Schritt, der Wahrnehmung, oder auch Detektion, von externen Stimuli.



(a) Linearer Wahrnehmungsprozess nach [45]



(b) Geschlossener Wahrnehmungsprozess nach [46]

Abbildung 1.7: Abstrahierter Wahrnehmungsprozess in drei Stufen

## 1.2.2 Arten der Wahrnehmungsschwelle

Damit ein externer Stimulus wahrgenommen werden kann, muss dieser stark genug sein, damit eine Mindestanregung der Rezeptoren stattfindet und diese den Stimulus in elektrische Reize umwandeln und weiterleiten können. Die Stärke des Stimulus, welche benötigt wird, um diesen wahrzunehmen, wird als Schwelle bezeichnet [47]. Ist ein Reiz stärker, ist er überschwellig und wird im Idealfall immer detektiert, ist er schwächer, nennt man ihn unterschwellig und der Reiz kann im Idealfall nie detektiert werden.

Prinzipiell wird zwischen zwei verschiedenen Arten von Schwellen unterschieden [48]. Eine der Schwellen gibt den gerade wahrnehmbaren Unterschied oder auch die Unterschiedsschwelle an. Die Unterschiedsschwelle wurde bereits sehr früh erforscht und gibt den Unterschied eines Parameters eines Reizes zu einem Standardreiz  $S_0$  an. Der Parameter der Unterscheidung kann hierbei prinzipiell jede Eigenschaft des Reizes sein. Einige Beispiele hierfür sind Farbe und Helligkeit im visuellen, oder Lautheit und Tonhöhe im akustischen Bereich. Die Unterschiedsschwelle, auch JND (just noticeable difference) genannt, ist vor allem von der Art des Reizes und dem Standardreiz  $S_0$  abhängig [48]:

$$k = \frac{\text{JND}}{S_0}, \quad (1.1)$$

wobei  $k$  eine Konstante ist.

Die andere Schwelle ist die Absolutschwelle, ab welcher ein Reiz detektiert werden kann. Hierbei handelt es sich um einen Spezialfall der Unterschiedsschwelle,

bei dem der Standardreiz durch die Umgebungsbedingungen gegeben ist [13]. Die kleinste Absolutschwelle beschreibt einen gerade wahrnehmbaren Reiz bei Abwesenheit eines Standardreizes [49].

In dieser Arbeit wird zur Berechnung der Empfindlichkeiten die Absolutschwelle für die entsprechenden Umgebungsbedingungen bestimmt.

### 1.2.3 Psychometrische Funktion

Ein wichtiger Aspekt bei Betrachtung von Schwellen ist die Tatsache, dass eine solche Schwelle keine „harte“ Grenze darstellt. Vielmehr handelt es sich um einen kontinuierlichen Übergang zwischen nicht Wahrnehmung und Wahrnehmung eines Reizes. Dies führt dazu, dass Reize nahe dem Schwellenwert teilweise erkannt werden, manchmal jedoch auch nicht [50]. Daher ist die Ermittlung von Schwellen nur mit statistischen Methoden möglich. Dabei wird die Schwelle so festgelegt, dass sie einem physikalischen Wert der Reizintensität entspricht, bei welcher der Proband eine gewisse Entdeckungshäufigkeit aufweist. Meist wird diese Häufigkeit bei der Bestimmung der Absolutschwelle auf 50% gesetzt [46, 51–53].

Eine Möglichkeit der Visualisierung der Daten besteht darin, die Detektionswahrscheinlichkeit über der Reizintensität aufzutragen [51]. Eine solche Visualisierung ist in Abbildung 1.8 dargestellt. Als Reizintensität wurde in diesem Beispiel der

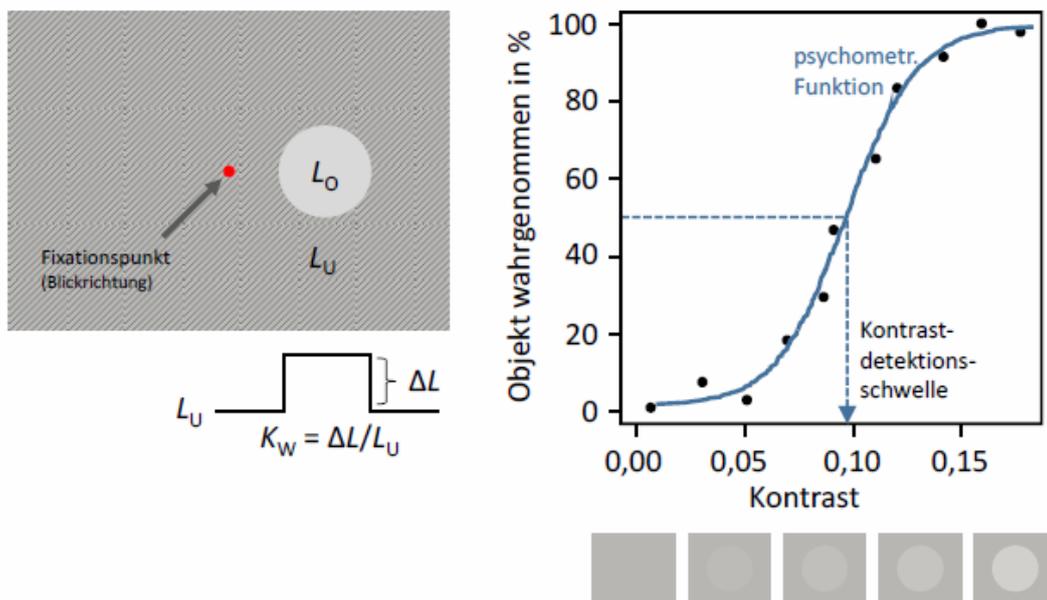


Abbildung 1.8: Visualisierung des Detektionsverhaltens an der Schwelle und resultierende psychometrische Funktion nach [49]

Kontrast gewählt. Die Daten weisen einen typischen Verlauf auf, wobei für zu geringen Reizintensitäten im Vergleich zur Schwelle die Detektionswahrscheinlichkeit gegen 0% konvergiert, wohingegen für große Reizintensitäten die Detekti-

onswahrscheinlichkeit eine Sättigung gegen den Wert 100% erfährt. Zur besseren Handhabung wurde eine Art von Funktionen modelliert, welche die Daten beschreiben. Diese Funktionen werden psychometrische oder Sigmoid- Funktionen genannt [54]. Diese Funktionen sind symmetrisch zu ihrem Wendepunkt, welcher im Mittelwert der Asymptoten liegt:

$$f(x_{\text{Wendepunkt}}) = \frac{f(x \ll x_{\text{Schwelle}}) + f(x \gg x_{\text{Schwelle}})}{2} \quad (1.2)$$

Eine der häufigsten verwendeten Funktionen stellt die logistische Funktion dar [54]. Ihre Funktionsvorschrift ist durch

$$P(x) = \gamma + (1 - \gamma) \cdot \left( \frac{1}{1 + \left(\frac{x}{\alpha}\right)^{-\beta}} \right) \quad (1.3)$$

gegeben [55]. Dabei gibt  $P(x)$  die Detektionswahrscheinlichkeit,  $\gamma$  die Ratewahrscheinlichkeit, welche sich in einer Erhöhung der unteren Asymptote widerspiegelt,  $\alpha$  die Reizintensität an der Schwelle, gleichbedeutend mit dem Wendepunkt der Funktion, und  $\beta$  die Steigung der Funktion an. Je öfter ein Reiz dargestellt wird, desto besser gibt die Häufigkeit der Antworten die Detektionswahrscheinlichkeit wieder. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass bei wenigen Wiederholungen die Detektionswahrscheinlichkeit größeren Schwankungen unterliegt. Ebenso werden die geringst möglichen Differenzen einzelner Detektionswahrscheinlichkeiten größer. Dies führt zu einer irregulären Form der Funktion. Im Extremfall wird nur eine Wiederholung pro Reizintensität dargestellt und die psychometrische Funktion nimmt die Form einer Stufenfunktion an. In diesem Fall ist der Parameter  $\beta = \infty$ . Mit sinkender Anzahl an Reizwiederholungen nimmt die Bedeutung des Parameters  $\beta$  demnach ab [56, 57].

Der Parameter  $\gamma$  ist abhängig von der Testmethodik und nimmt für eine Ja-/Nein-Methode zur Abfrage der Wahrnehmung den Wert  $\gamma = 0$  an.

#### 1.2.4 Verfahren zur Bestimmung der Schwelle

Bereits seit den Anfängen der Psychophysik ist die Ermittlung der zuvor angesprochenen Schwellen ein wichtiger Bestandteil [48, 51]. Einige Methoden zur Ermittlung der Schwellen sollen im Folgenden vorgestellt werden. Es ist zu beachten, dass die ermittelten Schwellen je nach Methode voneinander abweichen können.

##### Grenzwertmethode

Eine Methode zur Bestimmung von Schwellen ist die Grenzwertmethode. Hierbei werden vom Versuchsleiter vor dem Versuch fest definierte Reize und konstante Schrittweiten gewählt. Während des Versuches bekommt der Proband zunächst ein überschwelliges Objekt gezeigt. Bei Detektion des Objektes wird die Reizintensität in den vorher definierten Schrittweiten vom Versuchsleiter reduziert, bis

der Proband das Objekt nicht mehr wahrnehmen kann. Der Testdurchlauf endet sobald der Proband angibt, das Objekt nicht mehr wahrnehmen zu können. Die Schwellenintensität wird anschließend aus dem Mittelwert der letzten zwei präsentierten Reizintensitäten, eine wahrgenommene und eine nicht wahrgenommene Intensität, gebildet [57]. Die gleiche Prozedur wird umkehrt mit einem zunächst unterschwelligem Objekt durchgeführt. Auch hier endet der Testdurchlauf mit dem Erreichen des Umkehrpunktes im Antwortverhalten. Um eine Aussage zu treffen, müssen mehrere Testreihen in auf-, bzw. absteigender Reizintensität durchgeführt werden. Das Ergebnis eines Beispielerperimentes ist in Abbildung 1.9 und Tabelle 1.1 dargestellt. Die Schwelle wird zunächst für jeden Durchlauf einzeln berechnet, und im Anschluss der Mittelwert über alle Durchläufe gebildet.

Diese Methode weist jedoch einige Nachteile auf. Zum einen muss die Schwelle un-

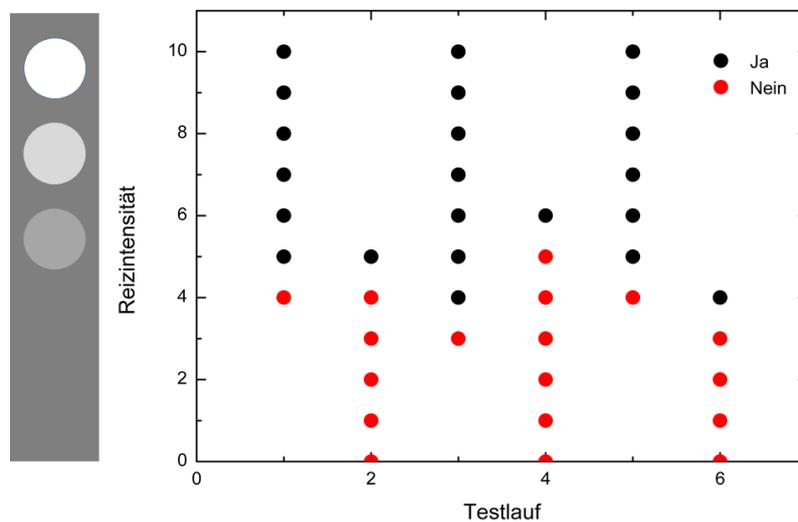


Abbildung 1.9: Beispiel des Ergebnisses eines Experimentes zur Bestimmung der Schwelle mit dem Grenzwertverfahren. Positive Antworten sind schwarz dargestellt, negative rot.

gefähr bekannt sein, damit die entsprechenden Reizintensitäten vor dem Versuch festgelegt werden könne. Zum anderen dürfen die Schrittweiten zwischen den verschiedenen Reizintensitäten nicht zu groß sein, da die Ermittlung der Schwelle ansonsten unpräzise wird. Dies führt je nach Anzahl der zu testenden Reize zu einer langen Versuchsdauer.

Ein weiterer Nachteil besteht darin, dass die Schwellen je nach Versuchsrichtung (auf- oder absteigend) unterschiedlich sein können. Grund dafür ist unter anderem der Habituationseffekt, wonach Probanden bei absteigender Reizintensität die Neigung zeigen, trotz nicht wahrgenommener Reize dennoch eine positive Antwort zu geben. Bei aufsteigenden Reizintensitäten ist das umgekehrte Verhalten zu beobachten. Da die Reizabstände immer identisch sind, können weiterhin Erwartungseffekte auftreten, wonach der Proband nach einer gewissen Anzahl negativer Antworten eine Reizwahrnehmung erwartet und umgekehrt [50].

Ein Vorteil der Methode ist, dass bei genügender Anzahl an Wiederholungen zusätzlich zur Schwelle eine psychometrische Funktion bestimmt werden kann.

Tabelle 1.1: Beispiel des Ergebnisses eines Experimentes zur Bestimmung der Schwelle mit dem Grenzwertverfahren. Positive Antworten sind mit J gekennzeichnet, negative mit N.

Reizintensität	Testdurchlauf					
	1	2	3	4	5	6
10	J		J		J	
9	J		J		J	
8	J		J		J	
7	J		J		J	
6	J		J	J	J	
5	J	J	J	N	J	
4	N	N	J	N	N	J
3		N	N	N		N
2		N		N		N
1		N		N		N
Grenzwert	4,5	4,5	3,5	5,5	4,5	3,5
Mittelwert der Schwelle	4,33					

### Einstell- oder Herstellmethode

Eine weitere Methode der Schwellenbestimmung liefert die Einstell- oder Herstellmethode. Anders als bei der Grenzwertmethode ist die Reizintensität stufenlos und vom Probanden einzustellen. Der Proband kann die Reizintensität erhöhen, bzw. verringern, bis die Schwelle erreicht, beziehungsweise der Abgleich zweier Reize erreicht ist. Im Vergleich zu anderen Methoden der Schwellwertbestimmung liegt der durch die Einstellmethode bestimmte Schwellwert meist höher [9].

Durch das eigenständige Ändern der Einstellrichtung beim Erreichen der Schwelle werden Habituations- und Erwartungseffekte reduziert [50]. Im Gegensatz zur Grenzwertmethode ist das Ergebnis bei der Einstellmethode durch einen einzelnen Schwellenwert gegeben, eine psychometrische Funktion kann nicht bestimmt werden.

Die Einstellmethode ist die schnellste Methode der Schwellwertbestimmung, weist aber die größten Standardabweichungen auf [50].

### Konstanzmethode

Die Methode der konstanten Reize ist der Grenzwertmethode sehr ähnlich. Auch hier wird vorher vom Versuchsleiter eine Auswahl an Reizintensitäten getroffen. Anders als bei der Grenzwertmethode müssen diese aber nicht gleichabständig sein. Diese Reize werden dem Probanden mehrfach und in randomisierter Reihenfolge dargeboten, sodass keine Habituations- und Erwartungseffekte auftreten [50] können.

Diese Methode stellt die genaueste Methode zur Bestimmung von Reizschwellen dar. Aufgrund der Anzahl an darzubietenden Reizen ist sie jedoch auch die zeitintensivste. Bei genügend hoher Anzahl an Wiederholungen pro Reiz kann auch hier die Detektionswahrscheinlichkeit für jede Reizintensität berechnet, und somit eine psychometrische Funktion bestimmt werden.

### Adaptive oder Staircase-Methoden

Eine jüngere Methode zur Bestimmung der Reizschwelle stellen adaptive Prozeduren dar [49]. Ein Nachteil der bisher genannten Methoden besteht darin, dass für eine hohe Güte der bestimmten Schwelle lange Experimentdauern nötig sind. Der Grund hierfür liegt darin, dass viele der dargebotenen Reize fernab der Schwelle liegen. Diese haben jedoch wenig Informationsgehalt. Adaptive Prozeduren versuchen diesen Nachteil auszugleichen, indem die dargebotenen Reizintensitäten während des Versuches ermittelt werden [57–61]. Die Intensität des nächsten dargebotenen Reizes wird auf Grundlage der zuvor gegebenen Antworten des Probanden ermittelt. Mit geeigneten Algorithmen nähern sich die dargebotenen Reizintensitäten sehr schnell der Schwelle an. In der Nähe der Schwelle werden dann vermehrt Reize dargestellt. Dies führt dazu, dass ein Großteil der Reize in der Umgebung der Schwelle liegt, und somit den Informationsgewinn maximiert, während die benötigte Zeit minimiert wird.

Adaptive Prozeduren weisen im Vergleich zur Konstanzmethode ähnlich gute Ergebnisse auf. Eine Bestimmung einer psychometrischen Funktion ist jedoch aufgrund der fehlenden Wiederholungen nicht möglich.

## 1.3 Detektion

In diesem Abschnitt werden die Grundlagen der Detektion beschrieben. Dabei ist zu beachten, dass es sich bei der Detektion lediglich um die Tatsache handelt, ob ein vorhandenes Objekt wahrgenommen wird, nicht, ob es auch erkannt wird. Letzteres wird durch den Begriff Diskrimination beschrieben [9, 62]. Die Begriffe „Detektion“ und „Diskrimination“ sind als Synonyme zu den in Abschnitt 1.2.1 beschriebenen Begriffen „Wahrnehmen“ und „Erkennen“ zu verstehen [63].

### 1.3.1 Kontrast

Damit ein Reiz detektiert werden kann, muss nach der Psychophysik die Schwelle einer dem Reiz zugrundeliegenden Größe überschritten werden. Im Falle der Detektion wird die kritische Größe durch den Kontrast beschrieben [38]. Je nach Anwendung werden verschiedene Kontraste definiert. Einige Beispiele dafür sind die Modulation, auch Michelson-Kontrast genannt [64], und der einfache Kontrast [65, 66]. Die am häufigsten verwendete Kontrastdefinition ist der Weber-Kontrast, auch physiologischer Kontrast genannt [38]. Dabei wird der Quotient

aus dem Unterschied der Reizgröße  $L_O$  zum Umfeld  $L_U$  und dem Umfeld selbst gebildet.

$$K_W = \frac{L_O - L_U}{L_U} = \frac{\Delta L}{L_U} \quad (1.4)$$

Der Kontrast nach Weber  $K_W$  kann für alle Arten von Reizen gebildet werden, im Falle des optischen Kontrasts wird die Leuchtdichte als maßgebliche Größe der Wahrnehmung verwendet.

### 1.3.2 Spektrale Hellempfindlichkeit

Das menschliche Auge ist nicht über das gesamte elektromagnetische Spektrum gleichermaßen empfindlich. Außerhalb des Wellenlängenbereichs von 380 nm bis 780 nm kann die elektromagnetische Strahlung optisch nicht wahrgenommen werden. Daher wird der Bereich zwischen 380 nm und 780 nm auch visueller Bereich des elektromagnetischen Spektrums genannt [67]. Wie schon aus Abbildung 1.3 deutlich wird, ist auch die Hellempfindung über den visuellen Bereich nicht konstant. Aus diesem Grund wurde schon seit 1760 versucht die Hellempfindlichkeit des Menschen in Abhängigkeit der Farbe zu bestimmen [3]. Die spektrale Hellempfindlichkeit gibt dabei eine Bewertungsfunktion an, mit welcher die elektromagnetische Strahlung gewichtet wird, um den Helligkeitseindruck des Menschen wiederzugeben [27].

Die Beschreibung der physikalischen Realität in Bezug auf die visuelle Wahrnehmung des Menschen nennt man Photometrie [3]. Seit den Anfängen der Lichttechnik existiert das Bestreben in der Photometrie die Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges genauer und in Abhängigkeit verschiedener Umgebungsbedingungen zu vermessen. Seit 1912 existiert die *Commission Internationale de l'Éclairage* (CIE), welche Erkenntnisse aus der Photometrie sammelt und Normen, sowie allgemeine Regularien zur Beschreibung und Messung photometrischer Größen festlegt. In den folgenden Abschnitten sollen die wichtigsten Erkenntnisse aus dem Gebiet der Hellempfindlichkeit vorgestellt werden.

#### Messung der spektralen Hellempfindlichkeit

Um die spektrale Hellempfindlichkeit des Menschen zu vermessen, ist es nötig einen farbigen Reiz mit einem bekannten Standardreiz zu vergleichen und derart anzupassen, dass diese Reize gleich hell wirken [3]. Mit der Gründung der ersten Gesellschaft, welche für Regulierungen der Photometrie verantwortlich sein sollte, der *Commission Internationale de Photometrie* 1903, dem direkten Vorgänger der CIE, stieg das Bestreben eine allgemeingültige „Standardkurve“ für die menschliche Hellempfindlichkeit zu finden. Seitdem sind viele Untersuchungen mit verschiedenen Methoden durchgeführt worden, welche zu unterschiedlichen Ergebnissen geführt haben [13, 47].

Ein Grund für die Unterschiede in den Hellempfindlichkeitsfunktionen stellen die

verschiedenen Beteiligungen von chromatischen und achromatischen Verarbeitungen am Wahrnehmungsprozess dar [68]. Wenn zur Bestimmung der Hellempfindlichkeit Reize mit hohen zeitlichen Frequenzen dargestellt werden, z.B. bei Methoden, welche die Wahrnehmungsgeschwindigkeit als Hilfskriterium zum Abgleich verwenden, können zwar reproduzierbare Ergebnisse erzielt werden, dabei werden jedoch nicht alle Rezeptoren auf der Netzhaut aufgrund ihrer Trägheit berücksichtigt [69–71]. Dies gilt insbesondere auch für die Flimmerphotometrie, welche u.A. dazu verwendet wurde, die heute gültige Hellempfindlichkeitsfunktion  $V(\lambda)$  zu bestimmen. In [72] sind alle bekannten Methoden zur Ermittlung der spektralen Hellempfindlichkeit, sowie deren Vor- und Nachteile zusammengefasst.

### Photopischer Bereich

Die erste Hellempfindlichkeitsfunktion wurde 1924 von der CIE vorgestellt und als  $V(\lambda)$  bezeichnet. Diese Kurve sollte eine Standardisierung der Hellempfindlichkeit für das Tagessehen sein [73]. Dabei wurden die Bedingungen, unter denen die  $V(\lambda)$ -Kurve Gültigkeit hat, definiert. Der Sehwinkel ist auf  $\alpha = 2^\circ$  festgelegt, der Beobachtungswinkel auf  $\theta = 0^\circ$ . Da es sich um die Empfindlichkeit für Tagessehen handelt, ist die Hintergrundleuchtdichte mit  $L_U \geq 100 \text{ cd/m}^2$  festgelegt. Diese Bedingungen werden unter dem Begriff „photometrischer  $2^\circ$ -Normalbeobachter“ zusammengefasst.

Die bis heute gültige  $V(\lambda)$ -Kurve ist dabei nicht in einer einzelnen Messung entstanden, sondern wurde aus unterschiedlichen Untersuchungen zusammengeführt [74]. Diese Untersuchungen wurden unter verschiedenen Umgebungsbedingungen und mit unterschiedlichen Methoden und Probanden durchgeführt. Einige der verwendeten Methoden waren unter anderem die Flimmerphotometrie, ein direkter Helligkeitsabgleich, sowie der Kleinschritt-Direktvergleich [13]. Bei den verwendeten Umgebungsbedingungen ist teilweise nicht klar, ob die von der CIE festgelegten Anforderungen erfüllt wurden [75, 76]. Die  $V(\lambda)$ -Kurve wurde letztlich aus den Ergebnissen der unterschiedlichen Messungen von verschiedenen Spektralbereichen zusammengesetzt [77]. Die rote Kurve in Abbildung 1.10 zeigt den spektralen Verlauf der  $V(\lambda)$ -Kurve.

Bereits in frühen Untersuchungen wurde festgestellt, dass es im blauen Spektralbereich zu einer Unterbewertung der Hellempfindlichkeit durch die  $V(\lambda)$ -Kurve kommt [78]. Gründe für diese Unterbewertung können in der Methodik und den gewählten Umfeldparametern liegen. Methoden wie die Flimmerphotometrie unterdrücken beispielsweise den Beitrag einiger Rezeptoren. 1988 wurden Modifikationen der  $V(\lambda)$ -Funktion offiziell von der CIE aufgenommen und unter der Bezeichnung  $V_M(\lambda)$  veröffentlicht [79–82]. Trotz der Verbesserung der Daten gilt die  $V(\lambda)$ -Kurve weiterhin als Standardfunktion für die spektrale Hellempfindlichkeit des Menschen.

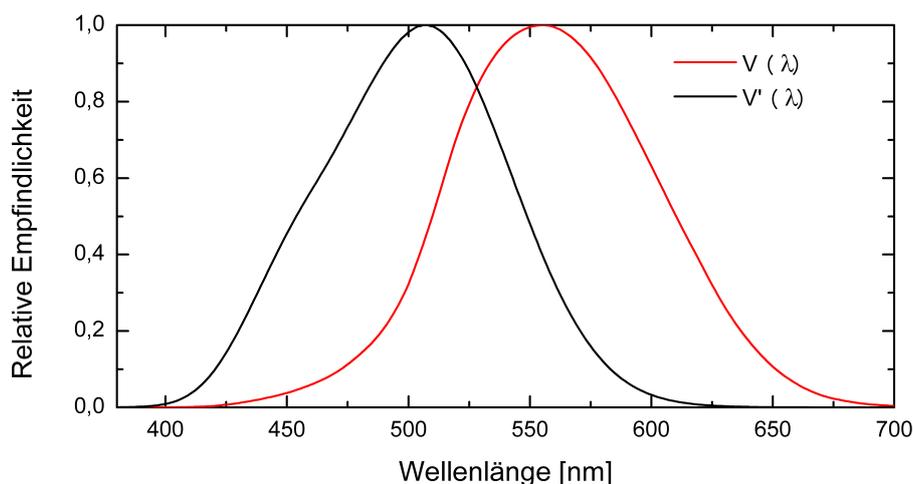


Abbildung 1.10: Spektrale Hellempfindlichkeitsfunktionen für das Tagessehen  $V(\lambda)$  und das Nachtsehen  $V'(\lambda)$

### Skotopischer Bereich

Aufgrund der Unterbewertung im Bereich kurzer Wellenlängen vor allem beim Nachtsehen und dem Purkinje-Effekt [4] wurde 1951 von der CIE eine spektrale Hellempfindlichkeitsfunktion für das Nachtsehen eingeführt. Die sogenannte  $V'(\lambda)$ -Kurve wurde für einen  $10^\circ$ -Normalbeobachter definiert. Hierbei ist der Sehwinkel auf  $\alpha = 10^\circ$  und der Beobachtungswinkel auf  $\theta = 0^\circ$  festgelegt. Die  $V'(\lambda)$ -Kurve ist so definiert, dass sie die Empfindlichkeit der Stäbchen wiedergibt. Wie auch bereits bei der  $V(\lambda)$ -Kurve, wurde auch die  $V'(\lambda)$ -Kurve aus mehreren Untersuchungen mit unterschiedlichen Methoden und Bedingungen kombiniert [83, 84]. Die  $V'(\lambda)$ -Funktion ist in Abbildung 1.10 als schwarze Kurve dargestellt und zeigt im Vergleich zur  $V(\lambda)$ -Funktion eine deutliche Verschiebung zum kurzen Wellenlängenbereich hin.

### Mesopischer Bereich

Die Bestimmung und Standardisierung der Hellempfindlichkeit im mesopischen Bereich gestaltet sich noch komplizierter. Während im photopischen Bereich nur Zapfen, und im skotopischen Bereich nur Stäbchen aktiv sind, zeigen im mesopischen Bereich beide Rezeptortypen Aktivität. Der Übergang zwischen den beiden Hellempfindlichkeitsfunktionen  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$  ist kontinuierlich, wodurch eine einzelne Empfindlichkeitsfunktion für den Übergangsbereich nicht sinnvoll ist. Untersuchungen zeigten, dass je nach Umgebungsbedingungen unterschiedliche Hellempfindlichkeitsfunktionen bestimmt werden können [36]. Als Einflussparameter auf die spektrale Empfindlichkeit im mesopischen Bereich sind unter anderem die Umfeldleuchtdichte  $L_U$ , die Größe  $\alpha$  und der Beobachtungswinkel  $\theta$  des Objektes, sowie die Untersuchungsmethodik zu erwähnen [47]. Folglich wurden viele Untersuchungen zur Bestimmung einer Hellempfindlichkeitsfunktion für den mesopischen Bereich mit unterschiedlichen Ergebnissen und Ansätzen

durchgeführt [27, 85, 86]. Im Jahr 2010 veröffentlichte die CIE zwei Modellvorschläge als Empfehlung für die Anwendung im mesopischen Bereich [42]. Die CIE 191:2010 greift dabei auf Daten früherer Arbeiten zurück [87–89]. Beide Modelle basieren auf der Beschreibung der mesopischen Hellempfindlichkeit durch eine Kombination aus  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$ . Näheres dazu ist in Abschnitt 5.4 zu lesen.

### 1.4 Blendung

Blendung ist bereits seit den Anfängen der Lichttechnik ein wichtiges Thema [90]. Bereits 1910 wird der Begriff „Blendung“ als ein Zustand mit sowohl physiologischer als auch psychologischer Wirkung beschrieben [91].

1987 wurde der Begriff „Blendung“ außerdem in das internationale Wörterbuch der Lichttechnik, herausgegeben von der CIE [92], aufgenommen und dort folgendermaßen definiert:

„Sehzustand, der als unangenehm empfunden wird oder eine Herabsetzung der Sehfunktion zur Folge hat, verursacht durch eine ungünstige Leuchtdichtevertelung oder durch zu hohe Kontraste.“

Sowohl die Definition der CIE, als auch die vorherigen Erkenntnisse über Blendung zeigen, dass eine Aufteilung des Begriffs „Blendung“ in Unterkategorien sinnvoll ist. Daher werden im folgenden Abschnitt die verschiedenen Arten der Blendung näher erläutert.

#### 1.4.1 Typen von Blendung

Eine Unterteilung der Blendung in insgesamt acht Unterarten wurde 1997 in [93] vorgeschlagen. Diese acht Arten der Blendung umfassen die Blitzverblendung, eine vorübergehende vollständige Ausbleichung der retinalen Photopigmente durch eine extrem helle Lichtquelle. Weiterhin wird die paralyisierende Blendung genannt, bei welcher ein Zustand des Einfrierens in der Bewegung die Folge ist. Blendung mit retinaler Schädigung kann durch eine zu große Bestrahlungsstärke am Auge hervorgerufen werden. Ablenkungsblendung entsteht durch schnelle Wechsel zwischen hellen und dunklen Phasen. Sättigungsblendung tritt auf, wenn eine hohe Leuchtdichte in einem großen Teil des Gesichtsfeldes vorhanden ist. Adaptationsblendung wird durch Leuchtdichteexpositionen, welche heller sind als der gegenwärtige Adaptationszustand, hervorgerufen. Weitere Blendungsarten sind Streulichtblendung, welche den Kontrast eines Objektes durch Streulicht verringert und Unbehaglichkeitsblendung [94].

Aufgrund des großen Umfangs unterschiedlicher Blendungsarten, wurde 2003 eine Vereinfachung auf nur drei Blendungsarten vorgeschlagen [90]. Die reduzierten Blendungsarten umfassen die physiologische Blendung, die psychologische Blendung, sowie die Sättigungsblendung. Dabei fasst die physiologische Blendung alle Blendungssituationen zusammen, in denen Lichtquellen Streulicht in den Augenmedien erzeugen und in der Folge den Kontrast der beobachteten Szenerie

reduzieren. Die psychologische Blendung beschreibt die Störimpfindung, welche durch zu hohe Leuchtdichten, vor allem in der Nähe der Blickrichtung, hervorgerufen wird. Die Sättigungsblendung stellt eine Blendung durch großflächige Lichtquellen dar. Als einzige Blendungsart wird hier die Ursache nicht in der Überbelichtung der Retina, sondern in einer übermäßig verengten oder verkrampften Pupille gesehen.

Die CIE hingegen geht nur von zwei Blendungsarten aus welche in [92] folgendermaßen definiert sind:

- psychologische Blendung:  
„Blendung, bei welcher ein unangenehmes Gefühl hervorgerufen wird, ohne dass damit eine merkbare Herabsetzung des Sehvermögens verbunden sein muss.“
- physiologische Blendung:  
„Blendung, die eine Herabsetzung der Sehfunktion zur Folge hat, ohne dass damit ein unangenehmes Gefühl verbunden sein muss.“

Die vorliegende Arbeit behandelt ausschließlich die physiologische Blendung.

### 1.4.2 Entstehung der physiologischen Blendung

In diesem Abschnitt soll näher auf die physiologische Blendung und deren Ursachen eingegangen werden. Laut Definition führt die physiologische Blendung zu einer Reduzierung der Sehleistung. Zu dieser Reduzierung kommt es, da Licht von Lichtquellen, welche abseits des Fixationspunktes liegen, im Auge gestreut wird, und sich dieses Streulicht ähnlich einem Schleier über die Netzhaut legt [1, 90, 95, 96].

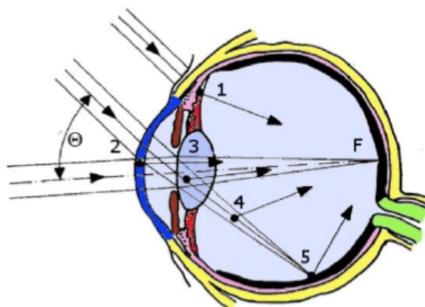


Abbildung 1.11: Schematische Darstellung der Streuzentren im Auge [5, 34]. 1: Augenlid 2: Hornhaut 3: Linse 4: Glaskörper 5: Netzhaut F: Abbildungsort des Fixationsobjektes auf der Netzhaut  $\theta$ : Blendwinkel

Dieses Streulicht kann an diversen Stellen des Auges entstehen. Einige Streuzentren sind in Abbildung 1.11 dargestellt. Das Auge fixiert ein Objekt und dieses wird entsprechend auf der Netzhaut dargestellt. Das entsprechende Abbild F auf der Netzhaut hebt sich durch den Leuchtdichteunterschied vom Hintergrund ab. Eine Beschreibung für die Sichtbarkeit eines Objektes liefert der Weberkontrast [38]:

$$K_W = \frac{L_O - L_U}{L_U}, \quad (1.5)$$

wobei  $L_O$  die Leuchtdichte des Objektes und  $L_U$  die Leuchtdichte des Hintergrundes angibt. Eine zweite, hellere Lichtquelle erscheint nun unter dem Winkel  $\theta$ . Das Licht

dieser Quelle wird an den in Abbildung 1.11 dargestellten Streuzentren gestreut. Dadurch geht die Kontur der Blendquelle verloren und das Streulicht bildet eine Art Schleier, welcher auf die Netzhaut fällt und dort detektiert wird. Die Leuchtdichte dieser entoptischen Schleierstörquelle wird entsprechend Schleierleuchtdichte  $L_S$  genannt. Da dieser Schleier nicht auf einen kleinen Bereich begrenzt ist, entsteht eine Überlagerung mit der Leuchtdichte des Objektes  $L_O$ , ebenso wie mit der des Hintergrundes  $L_U$ . Durch diese Überlagerung ändert sich der Weberkontrast zu:

$$K_{W, \text{Blendung}} = \frac{(L_O + L_S) - (L_U + L_S)}{L_U + L_S} = \frac{L_O - L_U}{L_U + L_S} \leq K_W \quad (1.6)$$

Die Verringerung des Kontrastes kann in einer kritischen Situation dazu führen, dass ein Objekt, welches ohne Blendung gerade noch wahrgenommen wird, mit der Anwesenheit einer Blendquelle nicht mehr erkannt werden kann. Um das Objekt wieder sichtbar zu machen, müsste der Kontrast wieder durch eine Aufhellung des Objektes erhöht werden. Folglich erhöht sich durch die Blendung die Schwellenleuchtdichte [97, 98].

Bereits in den frühen Forschungen ist festgestellt worden, dass sich die Schleierleuchtdichte nicht unabhängig von den Umgebungsbedingungen verhält, sondern mit dem Blendwinkel  $\theta$  abnimmt [1, 2].

$$L_S = k \cdot \frac{E_B}{\theta^n} \text{ mit } n = 2 \quad (1.7)$$

Wobei  $E_B$  die Beleuchtungsstärke am Auge,  $\theta$  der Blendwinkel und  $k$  eine interpersonell stark schwankende Konstante mit Werten zwischen  $k = 9,2$  und  $k = 13,7$  ist. Gleichung 1.7 wird auch als Stiles-Holladay-Gleichung bezeichnet und dient als Grundlage vieler weiterer Blendungsmodelle.

Das komplexeste Modell wurde 2002 von der CIE unter dem Namen „General Disability Glare Equation“ veröffentlicht und beinhaltet zusätzlich die Pigmentierung des Auges [99, 100].

$$L_S = E_B \left[ \frac{10}{\theta^3} + \left( 1 + \left( \frac{A}{62,5} \right)^4 \right) \cdot \left( \frac{5}{\theta^2} + 0,1 \cdot \frac{p}{\theta} \right) + 0,025p \right] \quad (1.8)$$

Der Faktor  $A$  gibt dabei das Alter in Jahren an, der Wert  $p$  steht für die Pigmentierung der Augen und reicht von  $p = 0$  für dunkle Augen, bis hin zu  $p = 1,2$  für helle Augen. Die Gültigkeit dieser Formel ist mit  $0,1^\circ \leq \theta < 90^\circ$  für einen großen Winkelbereich gegeben.

In der vorliegenden Arbeit werden keine der genannten Formeln verwendet, da alle auf photometrischen Größen beruhen, und somit eine Gewichtung mit der spektralen Hellempfindlichkeit  $V(\lambda)$  vorgenommen werden muss. Ziel dieser Arbeit ist jedoch eine neue Empfindlichkeitsfunktion zu finden.

## 1.5 Streuung

Streuung beschreibt die Wechselwirkung von elektromagnetischer Strahlung mit Materie. Im Allgemeinen werden zwei Arten von Streuung unterschieden, die elastische und die inelastische Streuung. Bei inelastischer Streuung wird ein Photon an einem Partikel in der Art gestreut, dass die Energie der einfallenden und reemittierten Strahlung nicht identisch ist, das heißt es findet eine Änderung der Wellenlänge statt. Ein Fall der inelastischen Streuung stellt die Raman-Streuung dar. Inelastische Streuung tritt vor allem dann auf, wenn die Energie des eintreffenden Photons gleich oder größer der Anregungsenergie eines atomaren Zustands der Materie ist, mit welcher die elektromagnetische Strahlung wechselwirkt [101]. Da dies im Falle der Streuung im Auge nicht der Fall ist, wird die inelastische Streuung in dieser Arbeit nicht näher beschrieben.

Die zweite Art der Streuung ist die elastische Streuung. Als elastisch wird eine Streuung dann bezeichnet, wenn einfallende und reemittierte Wellenlänge identisch sind [101]. Je nach Größe der Streupartikel ist ein unterschiedliches Streuverhalten zu beobachten. Im Folgenden wird näher auf die verschiedenen Arten der elastischen Streuung eingegangen, welche im Auge auftreten können.

### 1.5.1 Arten der elastischen Streuung

#### Rayleigh-Streuung

Die Streuung von Licht an Partikeln, welche klein sind im Vergleich zur Wellenlänge, lässt sich über die Rayleigh-Streuung beschreiben. Derartige Partikel sind beispielsweise kleine Moleküle wie Sauerstoff oder Stickstoff.

Der Streuquerschnitt  $\sigma$  der Rayleigh-Streuung berechnet sich zu

$$\sigma(f) \approx \sigma_{\text{TH}} \frac{f^4}{f_0^4}, \quad (1.9)$$

wobei  $\sigma_{\text{TH}}$  der Thomsen-Wirkungsquerschnitt,  $f$  die Frequenz der elektromagnetischen Strahlung, und  $f_0$  die Eigenfrequenz des Moleküls ist. Der Querschnitt nach Gleichung 1.9 gilt, wenn  $f \ll f_0$  [101]. Die Streuung nach Rayleigh ist abhängig von der Frequenz zur vierten Potenz. Strahlung hoher Frequenzen und damit geringer Wellenlänge hat nach Gleichung 1.9 einen höheren Wirkungsquerschnitt und wird demnach stärker gestreut. Die Richtung der Streuung ist abhängig von der Polarisation der eintreffenden Welle. Während senkrecht polarisiertes Licht richtungsunabhängig gestreut wird, zeigt die Streuung von parallel polarisiertem Licht eine Richtungsabhängigkeit  $\propto \cos^2 \theta$  mit  $\theta$  als Winkel zwischen einfallender und ausfallender Welle. Für unpolarisiertes Licht folgt eine Intensitätsverteilung  $I(\theta, r)$  von

$$I(\theta, r) = \frac{I_0}{r^2} \frac{1 + \cos^2 \theta}{2} \left( \frac{2\pi}{\lambda} \right)^4 \left( \frac{n^2 - 1}{n^2 + 1} \right)^2 \left( \frac{d}{2} \right)^6, \quad (1.10)$$

mit  $I_0$  als Eingangsintensität, dem Abstand  $r$ , der Wellenlänge  $\lambda$ , dem Brechungsindex des Partikels  $n$  und dem Teilchendurchmesser  $d$  [101]. Das Streuverhalten für die einzelnen Polarisationskomponenten, sowie für unpolarisiertes Licht ist in Abbildung 1.12 dargestellt.

Für unpolarisiertes Licht ist die Rayleigh-Streuung eine symmetrisch gerichtete,

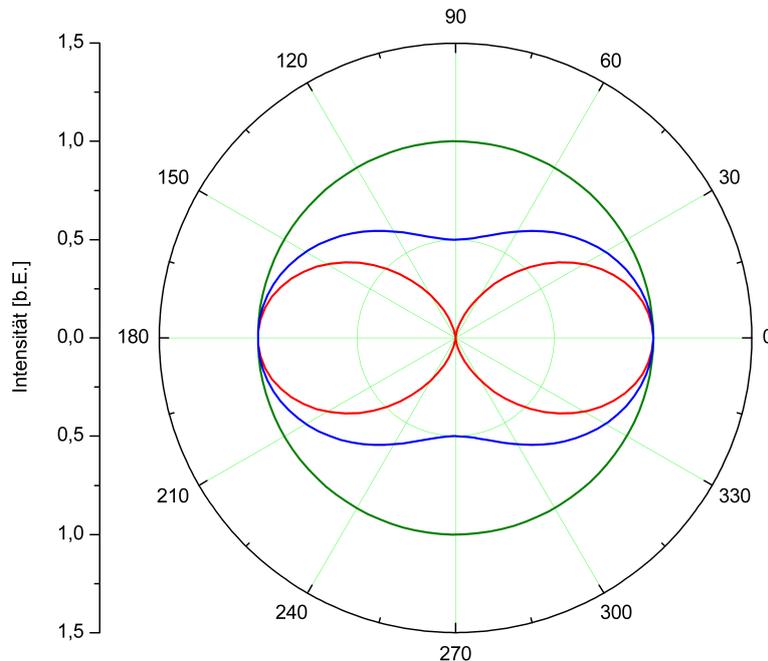


Abbildung 1.12: Intensitätsverteilung der Rayleigh-Streuung der einzelnen Polarisationskomponenten, sowie von unpolarisiertem Licht. Die grüne Kurve zeigt die senkrechte Komponente, die rote Kurve die parallele, die blaue Kurve zeigt unpolarisiertes Licht.

stark wellenlängenabhängige Streuung, welche durch kleine Partikel verursacht wird.

### Mie-Streuung

Bei steigendem Streupartikeldurchmesser im Vergleich zur Wellenlänge bietet die Rayleigh-Streuung keine gute Beschreibung des Streuverhaltens mehr. Für sphärische Objekte in der Größenordnung der Wellenlänge der gestreuten elektromagnetischen Strahlung kann der Streuprozess durch die Mie-Streuung beschrieben werden [102]. Genau genommen bietet die Mie-Streuung als exakte Lösung der Maxwell-Gleichungen eine Beschreibung der Streuung einer ebenen Welle an einem sphärischen Objekt beliebiger Größe [102]. Der Einfachheit halber kann die Mie-Theorie für kleine Objekte  $d \lesssim 0,2\lambda$  durch die Rayleigh-Streuung angenähert werden. Für große Objekte im Vergleich zur Wellenlänge  $d \gtrsim 10\lambda$  hingegen bietet die klassische geometrische Lösung der Brechung an einer Kugel eine gute Näherung. Typischerweise spricht man im Bereich zwischen diesen Werten  $0,2\lambda \lesssim d \lesssim 10\lambda$  von Mie-Streuung [103].

Im Gegensatz zur Rayleigh-Streuung ist die Mie-Streuung annähernd wellenlängenunabhängig. Weiterhin ist die Mie-Streuung asymmetrisch mit der Tendenz zur Vorwärtsstreuung. Der Streuquerschnitt ist durch

$$\sigma_{\text{Mie}} = \frac{\sigma_{\text{tot}}}{\pi r^2} \quad (1.11)$$

gegeben, wobei  $\sigma_{\text{tot}}$  den totalen Streuquerschnitt und  $r$  den Radius des Streupartikels beschreibt.

### 1.5.2 Streuprozesse im Auge

Physiologische Blendung wird durch Streuprozesse im Auge verursacht [1, 2]. Aus diesem Grund sollen im Folgenden die unterschiedlichen Streuprozesse beschrieben werden, welche im Auge auftreten und zu physiologischer Blendung führen können. Je nach Einfallsrichtung des Lichts treten unterschiedliche Streuprozesse auf [104].

Bei fovealem Lichteinfall und jungen Probanden tritt hauptsächlich Rayleigh-Streuung auf [105]. Diese wird von der Hornhaut und der Linse verursacht und führt entsprechend zu einer wellenlängenabhängigen Streuung. In [106] wird dieser Anteil des Streulichts auch als Basiskomponente der Streuung bezeichnet.

Als weitere Ursachen für Streuung werden Katarakte und Linsentrübungen genannt. Diese werden durch die sogenannte Alterskomponente beschrieben. Da diese Streustrukturen deutlich größer sind, tritt hauptsächlich wellenlängenunabhängige Mie-Streuung auf. Da Mie-Streuung zusätzlich vorwärts gerichtet ist, steigt der Anteil der wellenlängenunabhängigen Streuung mit dem Alter [106].

Eine weitere Streuursache stellt die Pigmentstreuung dar, welche durch diffuse Transmission entsteht [106]. Diese steigt mit zunehmendem Blendwinkel und ist bei typischen europäischen Menschen rotlichtfavorisierend. Streuquellen liegen hier in den Hautschichten des Lids.

Eine weitere Ursache für einen Schleier im Auge stellt die diffuse Reflexion an der Innenseite des Auges dar. Dabei handelt es sich nicht um Streuung im eigentlichen Sinn. Das Licht wird an der Netzhaut und der Innenseite des Auges diffus reflektiert und kann so zur Verminderung des Kontrastes führen. Die Netzhautreflexionen liegen im mittleren bis langen Wellenlängenbereich [107–109].

Es lässt sich zusammenfassen, dass die Streuprozesse im Auge sehr komplex sind. Bei fovealer Blendquelle tritt eher wellenlängenabhängige Streuung nach Rayleigh auf, während bei peripherer Blendung eher wellenlängenunabhängige Mie-Streuung auftritt. Eine Überlagerung der Pigment- und Basiskomponente können außerdem dazu führen, dass sich insgesamt eine wellenlängenunabhängige Streuung einstellt.

## Kapitel 2

### Bisherige Forschung in der Literatur

Im folgenden Kapitel sollen kurz einige Ergebnisse anderer Forschungsarbeiten auf dem Gebiet der Detektions- und Blendungsforschung dargestellt werden, um die vorliegende Arbeit in den wissenschaftlichen Kontext einzuordnen.

#### 2.1 Forschung über Detektion

Untersuchungen zur Bestimmung der Empfindlichkeit des Menschen sind vielfältig, daher soll im Folgenden nur ein kurzer Überblick über einige vergangene Forschungsarbeiten gegeben werden.

Bereits 1933 wurden erste Schwellenuntersuchungen mit Objekten unterschiedlicher spektraler Zusammensetzung von *Stiles & Crawford* durchgeführt [110]. Als Versuchsparameter wurden  $\theta = 0^\circ$  und  $\theta = 5^\circ$  als Beobachtungs- und  $\alpha^2 = 0,7^\circ \times 0,16^\circ$  als Sehwinkel festgelegt. Zusätzlich wurde eine künstliche Pupille mit einem Durchmesser von 2 mm verwendet. Als Ergebnis konnten drei lokale Maxima der Hellempfindlichkeit bei  $\lambda = 440$  nm,  $\lambda = 550$  nm und  $\lambda = 610$  nm gefunden werden. Die Ergebnisse sind durch weitere Untersuchungen bestätigt worden [110–112].

Da diese Ergebnisse nicht mit der  $V(\lambda)$ -Kurve übereinstimmten, führten *King-Smith & Carden* 1979 einen Vergleich der Schwellenmethode zur Flimmerphotometrie durch [113]. Dabei wurde  $\alpha = 1^\circ$  und  $\theta = 0^\circ$  gewählt. Weiterhin betrug die Umfeldleuchtdichte  $L_U = 162$  cd/m<sup>2</sup> mit einer ähnlichsten Farbtemperatur von  $CCT = 3200$  K. Die Präsentationsdauer bei der Schwellenbestimmung war mit  $t_d = 200$  ms gewählt. Die Ergebnisse zeigten, dass über die verschiedenen Untersuchungsmethoden unterschiedliche Ergebnisse erzielt werden. Während die Schwellenmethode wie auch bei *Stiles* drei Maxima bei etwa  $\lambda = 440$  nm,  $\lambda = 530$  nm und  $\lambda = 600$  nm hervorbrachte, zeigte die Untersuchung mit der Flimmerphotometrie nur ein einzelnes Maximum bei  $\lambda = 555$  nm, wie es auch die  $V(\lambda)$ -Funktion aufweist. Hier zeigte sich, dass die Wahl der Untersuchungsmethode kritisch ist, um alle Wahrnehmungsmechanismen zu berücksichtigen, da die Flimmerphotometrie nur den achromatischen Kanal, jedoch nicht die chromatischen Opponentkanäle berücksichtigt. Auch diese Ergebnisse wurden durch weitere Untersuchungen bestätigt [114].

*Moorhead & Saunders* führten 1982 eine weitere Studie durch [115]. Die Pa-

parameter wurden ähnlich der bereits erwähnten Untersuchungen gewählt. Der Beobachtungswinkel wurde  $\theta = 0^\circ$  gesetzt, die Umfeldleuchtdichte befand sich im photopischen Bereich mit  $L_U = 192 \text{ cd/m}^2$  und die Präsentationsdauer betrug  $t_d = 500 \text{ ms}$ . Zusätzlich zum Sehwinkel  $\alpha = 1^\circ$  wurde ein zweiter Sehwinkel mit  $\alpha = 2^\circ$  getestet. Weiterhin wurden neben Detektionstests auch Diskriminationstests durchgeführt. Die Ergebnisse der Detektionstests mit dem Sehwinkel  $\alpha = 2^\circ$  unterscheiden sich nicht erwähnenswert von den bereits genannten Untersuchungen. Bei  $\alpha = 1^\circ$  jedoch konnte das Maximum bei  $\lambda = 600 \text{ nm}$  nicht festgestellt werden. Stattdessen war der Verlauf der  $V(\lambda)$ -Kurve ähnlich mit einem zusätzlichen Maximum im blauen Spektralbereich, welches für die Diskriminationstests deutlich schwächer ausgeprägt war.

Viele weitere Untersuchungen zu diesem Thema wurden durchgeführt, bei welchen hauptsächlich der Beobachtungswinkel  $\theta$ , sowie die Darstellungsdauer  $t_d$  und die Leuchtdichte  $L_U$  variiert wurden. Für eine detaillierte Auflistung sei auf [27] verwiesen.

*Hamm* untersuchte in seiner Arbeit unter Anderem den Einfluss des Adaptationsspektrums auf die spektrale Empfindlichkeit [68]. Auch er verwendete ein foveales Objekt  $\theta = 0^\circ$  und eine Leuchtdichte im photopischen Bereich  $L_U = 100 \text{ cd/m}^2$ . Die Objektgröße betrug  $\alpha = 1^\circ$ . Bei seinen Untersuchungen mit zwei unterschiedlichen Hintergrundspektren konnte *Hamm* einen Einfluss des Adaptationsspektrums auf die spektrale Hellempfindlichkeit des Menschen nur im kurzwelligen Spektralbereich feststellen.

Alle bisher erwähnten Untersuchungen fanden unter photopischen Sehbedingungen statt, wodurch eine Vergleichbarkeit mit den in dieser Arbeit gewonnenen Daten nicht möglich ist.

Vor allem in den letzten 20 Jahren sind vermehrt auch Untersuchungen im mesopischen Bereich durchgeführt worden. Aufgrund der großen Variabilität der Versuchsparameter veröffentlichte die CIE 2010 [42] zwei Vorschläge zur Modellierung der visuellen Wahrnehmung im mesopischen Bereich. Einige Ergebnisse anderer Arbeiten auf dem Gebiet werden im Folgenden vorgestellt.

*Haferkemper* [116] untersuchte unter Anderem den Einfluss des Alters auf die spektrale Empfindlichkeit. Die Hintergrundleuchtdichte betrug  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  und  $L_U = 0,5 \text{ cd/m}^2$ . Diese wurde mit drei unterschiedlichen Lampentypen, Halogenleuchte, Entladungslampe und LED, erzeugt. Das Detektionsobjekt hatte eine Ausdehnung von  $\alpha = 2^\circ$  und wurde unter den Winkeln  $\theta = 3^\circ$  und  $\theta = 30^\circ$  dargestellt. Als Ergebnis konnten relative Empfindlichkeitskurven ermittelt werden, welche sich von  $V(\lambda)$  unterschieden. Für junge Probanden war die Empfindlichkeit vor Allem im langen Wellenlängenbereich erhöht und zeigte nur eine geringe negative Steigung. Für ältere Probanden war die ermittelte Kurve schmaler um das Maximum bei etwa  $\lambda = 540 \text{ nm}$  konzentriert.

Im gleichen Jahr zeigten *Freiding & Eloholma* eine ähnliche Studie. Die Umge-

ungsparameter waren jedoch unterschiedlich gewählt, sodass die Umfeldleuchtdichte  $L_U = 0,01 \text{ cd/m}^2$ ,  $0,1 \text{ cd/m}^2$  und  $1 \text{ cd/m}^2$  betrug und die Exzentrizität auf  $\theta = 0^\circ$  und  $\theta = 10^\circ$  gesetzt wurde. Auch hier sind die gewonnenen spektralen Empfindlichkeiten relative Kurven, welche sowohl von  $V(\lambda)$ , als auch von  $V'(\lambda)$  abweichen. Bei geringen Umfeldleuchtdichten konnte ein glatter Verlauf entlang der  $V'(\lambda)$ -Kurve für Wellenlängen  $\lambda \leq 520 \text{ nm}$ , und entlang der  $V(\lambda)$ -Kurve für Wellenlängen  $\lambda \geq 530 \text{ nm}$  gefunden werden. Für größere Umfeldleuchtdichten ist zunehmend eine Kurvenform mit multiplen lokalen Maxima vorzufinden.

In [117] untersuchten *Kurtenbach et al.* die spektrale Empfindlichkeit von bi- und trichromatischen Probanden. Die Adaptation wurde über die retinale Beleuchtungsstärke festgelegt. Die Hintergrundleuchtdichten rechnen sich dabei etwa zu  $L_U = 0,47 \text{ cd/m}^2$ ,  $1,47 \text{ cd/m}^2$ ,  $4,7 \text{ cd/m}^2$  und  $14,98 \text{ cd/m}^2$  um. Der Hintergrund wurde durch weißes Licht realisiert, während die Testzeichen monochromatisch waren. Der Beobachtungswinkel ist auf  $\theta = 5^\circ$  festgelegt. Aufgrund der Kurvenverläufe mit mehreren Maxima passten *Kurtenbach et al.* eine Funktion der Form

$$\Sigma = f_A \cdot V'_\lambda + f_B \cdot S + (f_C \cdot M + 2f_C \cdot L) + f_D |L - f_E \cdot M| \quad (2.1)$$

an die Daten an. Dabei sind  $f_A$  bis  $f_E$  die Anpassungsparameter.

Eine weitere Studie führten *Vas & Bodrogi* [118] durch. Auch hier sind die gewählten Hintergrundparameter nicht identisch zu den vorigen Versuchen. Der Beobachtungswinkel wurde auf  $\theta = 20^\circ$  festgelegt, während die Leuchtdichte  $L_U = 0,5 \text{ cd/m}^2$  betrug. Auch hier passte das Ergebnis weder zur  $V(\lambda)$ - noch zur  $V'(\lambda)$ -Funktion. Wie auch *Kurtenbach et al.* versuchten *Vas & Bodrogi* eine Empfindlichkeitsfunktion nach Gleichung 2.1 an die Daten anzupassen, wobei nur mittelmäßige Ergebnisse erzielt wurden. Durch den Vergleich der Schwellenwerte einer spezifischen Kontrastmetrik von quasimonochromatischen und polychromatischen Reizen wurde die Additivität der gewonnenen spektralen Empfindlichkeit getestet. Die Ergebnisse des Tests zeigten einen Unterschied im Schwellenwert der Kontrastmetrik von 17%. Die gewonnene Empfindlichkeitsfunktion wurde somit negativ auf eine Additivität geprüft. Die Untersuchungen wurden jedoch nur mit einer Testperson durchgeführt.

*Schiller* untersuchte in seiner Arbeit 2015 [119] den Einfluss des Adaptationsspektrums auf die spektrale Empfindlichkeit im mesopischen Bereich. Die Adaptationsleuchtdichten betragen  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  und  $1 \text{ cd/m}^2$ . Das Objekt hatte einen Sehwinkel von  $\alpha = 2^\circ$ . Getestet wurden zwei Beobachtungswinkel  $\theta = 2,65^\circ$  und  $10^\circ$ . Die Adaptationsspektren waren denen einer Halogenleuchte und einer LED nachempfunden. Zusätzlich wurde ein isoenergetisches Spektrum getestet. Die Ergebnisse der Untersuchungen zeigten zwei zentrale Erkenntnisse: Erstens wichen die ermittelten spektralen Empfindlichkeiten deutlich von der  $V(\lambda)$ -Kurve ab und zweitens war ein Einfluss des Adaptationsspektrums nur bei einer der vier

getesteten Umfeldbedingungen feststellbar.

Weitere Untersuchungen, unter Anderem von *Orreveteläinen* [120] und *Varady* [62], zeigen in diesem Zusammenhang keine weiteren Erkenntnisse, weswegen nicht näher auf diese eingegangen wird.

Aus diesen Ergebnissen lässt sich über die Untersuchungen der spektralen Detektion zusammenfassend feststellen, dass viele Untersuchungen im photopischen Bereich durchgeführt wurden. Die Untersuchungen im mesopischen Bereich sind zwar ebenfalls sehr zahlreich, aufgrund der unterschiedlichen Umgebungsparameter jedoch nur teilweise vergleichbar. Neben unterschiedlichen Umgebungsparametern sind außerdem verschiedene Untersuchungsmethoden, sowie Auswertungsansätze vorgenommen worden. Viele der Untersuchungen basieren auf Tests mit nur wenigen Probanden. Ein weiteres Problem stellt die Dokumentation dar, da in einigen Fällen nicht alle verwendeten Versuchsparameter dokumentiert wurden, sodass beispielsweise Informationen über das Hintergrundspektrum verloren gegangen sind. Ein weiterer Nachteil dieser Arbeiten besteht in der Tatsache, dass nur relative Empfindlichkeitskurven vorgestellt wurden; absolute Empfindlichkeiten sind nicht angegeben. Im Falle einer Anpassung geeigneter Funktionen fehlen oft die Begründungen des Ansatzes, sowie die Überprüfung der Güte der Anpassung, sowie die Diskussion der Plausibilität.

Trotz der vielen durchgeführten Arbeiten ist weitere Forschung auf dem Gebiet der spektralen Empfindlichkeit vor Allem im mesopischen Bereich notwendig, um die visuelle Wahrnehmung besser beschreiben und verstehen zu können.

## 2.2 Forschung über Blendung

Die Untersuchungen zur Ermittlung der spektralen Blendempfindlichkeit zeigen eine noch größere Variabilität als die Untersuchungen zur spektralen Detektionsempfindlichkeit. Ein Grund dafür ist, dass die Forschungen sich auf zwei unterschiedliche Blendungsarten aufteilen, und so viele verschiedene Methoden und Umgebungsparameter von Relevanz sind.

Da sich die vorliegende Arbeit ausschließlich mit der physiologischen Blendung beschäftigt, wird auf eine Betrachtung der Untersuchungsergebnisse zur psychologischen Blendung verzichtet.

Obwohl die physiologische Blendung lange bekannt ist und einen direkten Einfluss auf die visuelle Wahrnehmung hat, sind die Untersuchungen zur Bestimmung der spektralen Blendempfindlichkeit weniger stark vertreten als Versuche, dies für psychologische Blendung zu erreichen. Nach der Einführung der Xenonentladungslampen als Scheinwerferleuchtmittel konnte festgestellt werden, dass diese eine höhere Blendung verursachten, als die bisher eingesetzten Halogenglühlampen [121]. Aus diesem Grund wurden unterschiedliche Untersuchungen zur Ursache dieses Phänomens durchgeführt.

*Bullough* stellte die These auf, dass die Blendung durch den skotopischen Anteil der Lichtquellen hervorgerufen wird [121]. In einer Untersuchung testete er daher den Einfluss dreier Lichtquellen auf die physiologische Blendung. Als Lichtquellen dienten eine Halogenglühlampe, eine Xenonentladungslampe, sowie eine Halogenglühlampe mit Blaufilter. Die Sehaufgabe war um  $6,9^\circ$  horizontal und  $4,2^\circ$  vertikal verschoben, während die Blendquelle unter den Winkeln  $5^\circ$  und  $10^\circ$  erschienen und eine Größe von  $\beta = 19'$  hatten. Die Blendreize waren beleuchtungsstärkegleich und konnten in drei verschiedenen Stärken,  $E_B = 2,6 \text{ lx}$ ,  $1,3 \text{ lx}$  und  $0,04 \text{ lx}$ , dargeboten werden. Die Hintergrundleuchtdichte betrug  $L_U = 0,12 \text{ cd/m}^2$ . Zur Bestimmung des Schwellenkontrasts verwendete er eine Staircase-Methode. Aufgrund der Ergebnisse konnte er seine These verwerfen, da die Daten keinen Unterschied im Schwellenkontrast bezüglich der verwendeten Blendquelle zeigten. Eine spektrale Empfindlichkeitskurve konnte aufgrund der Verwendung breitbandiger Blendquellen nicht bestimmt werden.

2007 stellte *Locher* [122] eine ähnliche Untersuchung vor. In einem Labor testete er den Einfluss verschiedener Beleuchtungssysteme von KFZ-Scheinwerfern. Nähere Parameter zur Adaptationsleuchtdichte, sowie Blendquellengröße, -winkel, und Position des Testobjektes werden nicht angegeben. Als Detektionsobjekt wird ein Landoltring verwendet und demnach die Diskrimination und nicht die Detektion untersucht. Ein Vergleich der Schwellenkontraste wird nur untereinander durchgeführt, ein Vergleich mit dem Schwellenkontrast ohne Blendung erfolgt nicht. Als Ergebnis konnte *Locher* feststellen, dass das Spektrum der Lampen keinen Einfluss auf den Schwellenkontrast hat.

2013 stellte *Niedling* seine Untersuchungen zur spektralen Blendempfindlichkeit vor [123]. Dabei war die Sehaufgabe zentral gelegen, während die Blendquelle unter  $4^\circ$  vertikal verschoben auftauchte. Die Umfeldleuchtdichte betrug  $L_U = 0,05 \text{ cd/m}^2$ . Die Blendquellen wurden monochromatisch gewählt und hatten eine Halbwertsbreite von etwa  $\Delta\lambda = 25 \text{ nm}$ . Es wurden elf Stützstellen in einem Bereich von 410 nm bis 670 nm getestet. Die Blendreize wurden sowohl über die gleiche Bestrahlungsstärke, als auch über die gleiche Beleuchtungsstärke dargestellt. Die Ergebnisse der bestrahlungsstärkegleichen Darstellungen zeigt einen Verlauf, welcher breiter und flacher ist als die  $V(\lambda)$ -Kurve. Dennoch wird in [123] die Aussage getroffen, dass die spektrale Empfindlichkeit der physiologischen Blendung  $V(\lambda)$  ähnlich ist. Die Ergebnisse der beleuchtungsstärkegleichen Darstellungen zeigt ein entsprechendes Verhalten. Da die Empfindlichkeit der Blendung flacher abfällt als die  $V(\lambda)$ -Funktion, zeigen kurze Wellenlängen eine größere Blendempfindlichkeit als mittlere Wellenlängen. *Niedling* führt dies auf die größere Dispersion für kurze Wellenlängen zurück.

In einem weiteren Schritt testete *Niedling* spektral unterschiedliche breitbandige Blendquellen mit gleicher Beleuchtungsstärke. Hier konnte er keinen Einfluss auf die physiologische Blendung finden.

Obwohl die Ergebnisse geringe Messunsicherheiten aufweisen und durch eine vergleichsweise hohe Anzahl von 28 Probanden gewonnen wurden, zeigt die Interpretation der Ergebnisse durch *Niedling* einige Schwächen auf. So werden Schlussfolgerungen gezogen, ohne die verwendeten Umgebungsbedingungen zu beachten und teilweise Ergebnisse verallgemeinert. Weiterhin wird die Ähnlichkeit der Blendempfindlichkeit zur  $V(\lambda)$ -Funktion hergestellt, obwohl gravierende Unterschiede bestehen.

Eine weitere Untersuchung der spektralen Blendempfindlichkeit wurde von *Zydek* [6] durchgeführt. Die Umfeldleuchtdichte betrug  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Sehaufgabe befand sich unter  $\theta = 2,15^\circ$  rechts im Blickfeld des Probanden und hatte eine Größe von  $\alpha = 1^\circ$ . Die Blendreize wurden monochromatisch und strahlungsleistungsgleich dargeboten. Für die Bestimmung der spektralen Blendempfindlichkeit wurden sieben Stützstellen über den Bereich von 450 nm bis 630 nm verwendet. Der Blendwinkel betrug  $-4,3^\circ$ , die Größe der Blendquelle sollte ein  $0,2 \cdot 0,2 \text{ m}^2$  großes Objekt in virtuellen 50 m Entfernung simulieren. Die Ergebnisse zeigen auch hier eine deutliche Abweichung zur  $V(\lambda)$ -Kurve. Anders als bei *Niedling* jedoch ist die Empfindlichkeit für Wellenlängen  $\lambda \geq 530 \text{ nm}$  geringer als durch  $V(\lambda)$  vorhergesagt. Zur Modellierung der Empfindlichkeit benutzt *Zydek* eine Linearkombination aus  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$ . Durch die geringe Anzahl der Stützstellen und die großen Messungenauigkeiten lassen sich jedoch keine weiteren Aussagen treffen.

Aus den wenigen durchgeführten Arbeiten zur Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit der physiologischen Blendung können die folgenden Ergebnisse zu-

sammengefasst werden.

Die Tests mit breitbandigen jedoch spektral unterschiedlichen Lichtquellen führten zu keinen Unterschieden im Schwellenkontrast. Die Tests mit monochromatischen Blendquellen hingegen zeigten eine Abweichungen der spektralen Empfindlichkeit von der  $V(\lambda)$ -Kurve. In beiden Untersuchungen war eine erhöhte Empfindlichkeit im kurzen Spektralbereich festzustellen, während die Erkenntnisse über den langen Spektralbereich divergieren. Ein direkter Vergleich der Daten ist aufgrund der unterschiedlichen Umgebungsparameter nicht möglich.

Ein weiterer großer Nachteil aller durchgeführten Tests ist die Tatsache, dass zwar die Schwellenkontraste für die unterschiedlichen Blendquellen bestimmt wurde, ein Schwellenkontrast ohne Blendung jedoch nicht ermittelt wurde. Weiterhin wurden die Tests explizit für die Blendempfindlichkeit durchgeführt, sodass ein Vergleich der Empfindlichkeiten von Detektion und physiologischer Blendung unter den gleichen Umgebungsparametern nicht möglich ist.

### 2.3 Forschungshypothesen

Aus den Ergebnissen bisheriger Forschungen resultieren einige Fragestellungen. Darauf basierende Hypothesen, die in dieser Arbeit untersucht werden, werden im Folgenden beschrieben

Bisherige Forschungsarbeiten haben gezeigt, dass die  $V(\lambda)$ -Kurve die spektrale Empfindlichkeit des Menschen nicht für alle Umgebungsbedingungen korrekt beschreibt. Dies gilt auch für mesopische Umfeldbedingungen. Es wird zudem angenommen, dass sich die spektrale Empfindlichkeit für Objekte, welche in der Peripherie dargestellt werden von der bei fovealer Darstellung eines Objektes, und insbesondere der  $V(\lambda)$ -Kurve, unterscheidet. Weiterhin ergibt sich die Fragestellung, ob die von der CIE vorgeschlagene Funktion für mesopisches Sehen  $V_{\text{mes}}(\lambda)$  dazu geeignet ist, die Empfindlichkeit korrekt zu beschreiben.

Ein Ziel der Arbeit ist es, eine Funktion zu modellieren, welche die spektrale Empfindlichkeit im mesopischen Bereich und für periphere Objekte beschreiben kann. Bisherige Forschungen zeigen, dass es sinnvoll ist, ein mathematisches Modell zu verwenden, welches, neben den  $V(\lambda)$ - und  $V'(\lambda)$ -Funktionen, auf weiteren Funktionen aufbaut, welche den rezeptoralen und postrezeptoralen Prozessen auf der Netzhaut nachempfunden sind.

Weiterhin soll gezeigt werden, dass die spektrale Empfindlichkeit für die physiologische Blendung nicht durch die  $V(\lambda)$ -Funktion beschrieben werden kann. Ein Ziel der Arbeit ist es weiterhin die Untersuchungen zur spektralen Empfindlichkeit von Detektion und Blendung unter identischen Versuchsbedingungen durchzuführen, damit ein direkter Vergleich möglich ist. Es wird die Hypothese aufgestellt, dass sich die Empfindlichkeiten für Detektion und Blendung voneinander unterscheiden. Für das Ergebnis des Vergleichs sollen im Anschluss plausible Ursachen für das Verhalten der spektralen Empfindlichkeit für die physiologische Blendung im Vergleich zur spektralen Empfindlichkeit der Detektion erörtert werden.

## Kapitel 3

### Experimenteller Aufbau

Im folgenden Kapitel wird auf den Versuchsaufbau eingegangen, welcher zur Bestimmung der spektralen Detektions-, sowie Blendempfindlichkeit genutzt wird. Dabei ist anzumerken, dass der Versuchsstand für die Bestimmung der Detektionsempfindlichkeit bereits in einer vorangegangenen Arbeit am Fachgebiet Lichttechnik der Technischen Universität Darmstadt entworfen und verwendet wurde [119]. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde der Versuchsstand erweitert, um auch Experimente zur Bestimmung der Detektionsschwelle mit hinzugeschalteter Störquelle zu ermöglichen, und damit die Blendempfindlichkeit zu ermitteln.

#### 3.1 Versuchsstand

Der verwendete Versuchsaufbau ist modular gehalten, sodass gezielt einzelne Parameter durch die Ansteuerung der entsprechenden Komponenten variiert werden können. Ebenso ermöglicht der Versuchsaufbau durch die Verwendung, oder den Nichtgebrauch, einzelner Module eine Vielzahl weiterer Experimente [119, 124, 125]. Eine schematische, nicht maßstabgetreue, Darstellung ist in Abbildung 3.1 zu sehen. Die Maße des Aufbaus betragen etwa  $800\text{ mm} \times 1380\text{ mm} \times 1380\text{ mm}$ . Das Grundgerüst besteht aus Aluminiumleichtbauprofilen mit eingesetzten Wandelementen (vergleiche [126]). Dabei wurde der Reflexionsgrad der Wand- und Bodenelemente durch entsprechende Beschichtung für alle Wellenlängen unter 4% gehalten, um eventuelles Streulicht zu minimieren. Weiterhin befindet sich der Versuchsstand in einem abgedunkelten Raum, dessen Wände dunkelgrau gestrichen sind.

Während des Versuches sitzt der Proband (1) (siehe Abbildung 3.1) vor dem Aufbau und schaut auf die Projektionsfläche (2). Diese hat eine Größe von  $740\text{ mm} \times 740\text{ mm}$  und einen homogenen, wellenlängenaselektiven Reflexionsgrad von 8,6%. Der Abstand zwischen Proband und Projektionsfläche beträgt 720 mm. Damit ist ein Gesichtsfeld von  $\alpha_{\max} = \pm 27,2^\circ$  abgedeckt. Laut [45] ist das relevante Gesichtsfeld für einen Fahrzeugführer etwa  $12^\circ \times 8^\circ$  groß. Somit können Situationen des Straßenverkehrs mit Hilfe des hier beschriebenen Aufbaus nachempfunden werden. Die Konstruktion ist derart gehalten, dass ein einfaches Austauschen der Projektionsfläche möglich ist, wodurch unterschiedliche Situationen simuliert werden können. So existieren unterschiedliche Projektionsflächen für die Detektions- und die Blendungsversuche, bei letzteren existiert eine zusätzliche Öffnung für die Blendquelle. Die Reflexionsgrade der Projektionsflächen sind

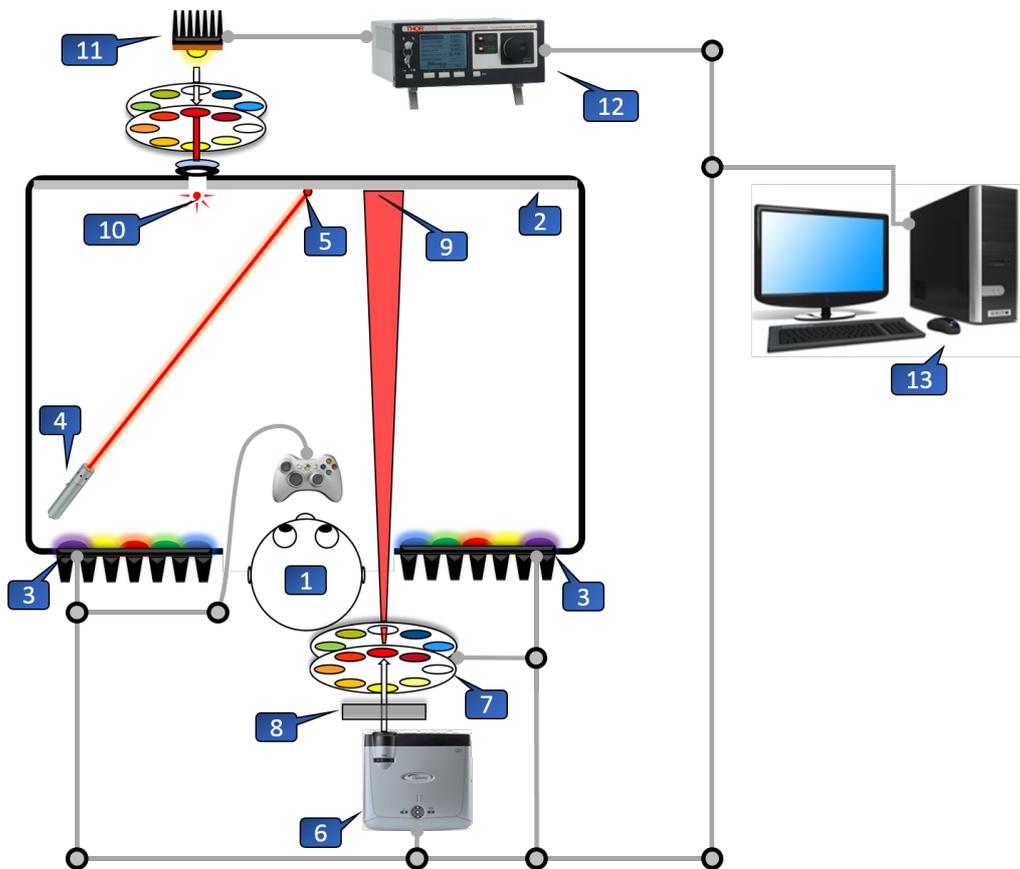


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung des verwendeten Versuchsaufbaus: (1)Proband (2)Projektionsfläche (3)Hintergrundbeleuchtung (4)Laserdiode (5)Fixationspunkt (6)Projektor (7)Filterrad mit Interferenzfiltern (8)Neutralglasfilter (9)Detektionsobjekt (10)Blendreiz (11)Blendquelle (12)Stromversorgung (13)PC zur Ansteuerung. Die grauen Verbindungen zeigen Daten- und Steuerleitungen.

identisch.

Zur Antworteingabe des Probanden steht diesem ein Kontrollgerät einer Spielekonsole zur Verfügung. Dieses wurde gewählt, da es durch die ergonomische Form ein angenehmes und intuitives Gefühl in der Handhaltung und Bedienung ermöglicht. Um eine definierte Position des Probanden zu gewährleisten, ist an der Öffnung des Versuchsaufbaus eine Kinn- und Stirnstütze angebracht.

Die Adaptationsbeleuchtung wird durch zwei LED-Module (3) jeweils rechts und links des Probanden auf der Projektionsfläche erzeugt. Eine Laserdiode (4) der Wellenlänge  $\lambda = 650\text{nm}$  erzeugt einen frei ausrichtbaren Fixationspunkt (5). Durch die Fixation dieses Punktes durch den Probanden, kann gewährleistet werden, dass die zu untersuchenden Bedingungen eingehalten werden. Weiterhin wird die Kinnstütze so eingestellt, dass sich die Augen des Probanden auf Höhe des Fixationspunktes befinden.

Das zu detektierende Objekt (9) wird von einem digitalen Videoprojektor (6) erzeugt. Der Projektor des Typs H 7532 BD der Marke Acer besitzt eine Auflösung

von  $1920 \cdot 1080$  Pixeln, eine maximale Helligkeit von 2000 ANSI lm und einen minimalen Projektionsabstand von 150 cm [127]. Um den geforderten Projektionsabstand einzuhalten, sowie den Raum hinter und über der Testperson frei zugänglich zu halten, befindet sich der Projektor in der Realität nicht hinter dem Probanden (vergleiche Abbildung 3.1), sondern gegenüber, auf der Rückseite des Versuchsaufbaus. Die Darstellung der Objekte auf die Projektionsfläche erfolgt über einen zusätzlichen Spiegel, welcher oberhalb des Probanden angebracht ist. Das Spektrum des Weißlichts des Projektors ist in Abbildung 3.2 zu sehen.

Um eine spektrale Empfindlichkeit zu vermessen, muss das Spektrum des Detek-

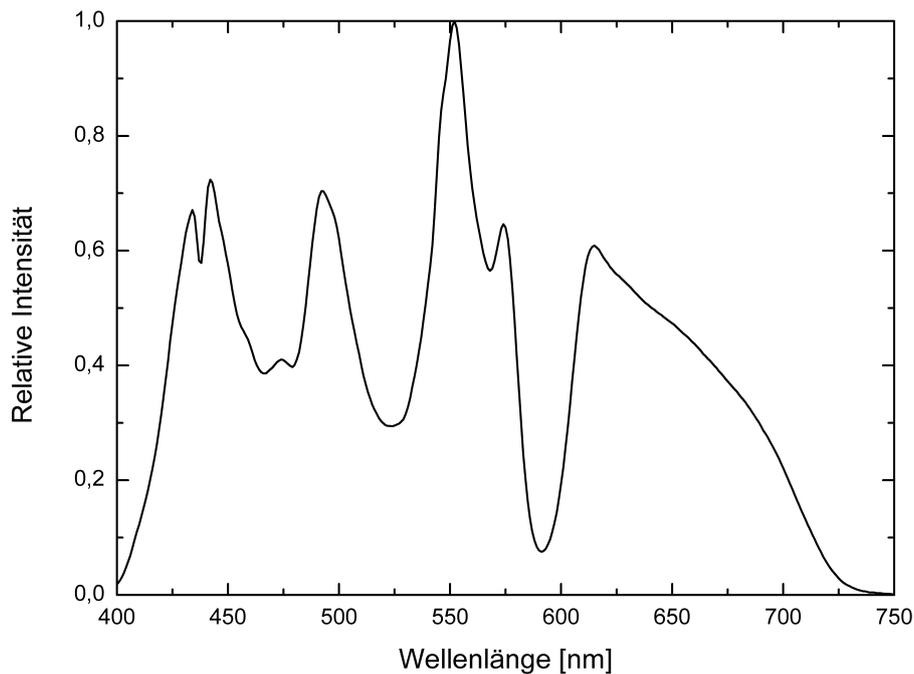


Abbildung 3.2: Spektrum des Weißlichts des Projektors

tionsobjektes entsprechend angepasst werden. Mit Hilfe von 22 Interferenzfiltern, welche in eine Doppelfilterradkonstruktion eingebaut (7) sind, kann die spektrale Zusammensetzung des Detektionsobjektes variiert werden. Die Transmissionspektren der Filter sind in Abbildung 4.3 in Kapitel 4 näher beschrieben. Für eine (annähernd) wellenlängenaselektive Abschwächung des Projektorlichtes für die Darstellung weißer Detektionsobjekte kann ein Neutralglasfilter (8) in den Strahlengang geschwenkt werden.

Für die Erzeugung der Blendung (10) wird eine weiße Hochleistungs-LED der Firma Luminus des Typs CST-90 verwendet. Eine nähere Beschreibung der Blendlichtquelle (11) und deren Ansteuerung (12) ist in Abschnitt 3.2 zu finden. Die Ansteuerung aller Komponenten, der Ablauf des Versuches, sowie die Datenaufnahme und -auswertung wird von einem Computer (13) übernommen. Ein realer Eindruck des Versuches ist in Abbildung 3.3 zu sehen.

Da der Versuchesstand zur Vermessung der spektralen Empfindlichkeit für die Detektion von Objekten bereits vorhanden war, und in [119] charakterisiert wurde,



**(a)** Versuchsstand mit offener Seitentür



**(b)** Blick des Probanden in den Versuchsstand

Abbildung 3.3: Bilder des Versuchsstandes von außen und aus Sicht des Probanden

wird in dieser Arbeit nicht näher auf die Auswahlkriterien und die Vermessung der Komponenten eingegangen, welche ausschließlich bei den Detektionsversuchen verwendet werden. Dazu gehört eine tiefere Charakterisierung des Projektors (z.B. bezüglich Aufwärmverhalten, Auflösung und Gammakorrektur), des Spiegels zur Erhaltung der Projektionsdistanz des Projektors (Spiegelmaterial, Verzerrungen oder Ähnliches), sowie der LEDs zur Erzeugung der Hintergrundbeleuchtung. Stattdessen wird an dieser Stelle auf [119] verwiesen, in welcher dieser Teil des Versuchsaufbaus entwickelt worden ist. Ebenso wird für eine weiterreichende Charakterisierung der Projektionsfläche auf [119] verwiesen.

## 3.2 Blendquelle

Da die Bestimmung der spektralen Blendempfindlichkeit ein zentraler Bestandteil dieser Arbeit ist, musste der vorhandene Aufbau für die Versuche um eine Blendquelle erweitert werden (vergleiche (11) in Abbildung 3.1).

Eine detaillierte Darstellung der Blendlichtquelle ist in Abbildung 3.4 zu sehen. Als Lichtquelle (1) wird eine weiße Hochleistungs-LED des Typs CST-90-W der Firma Luminus Devices verwendet. Dabei handelt es sich um eine Single-Chip LED mit hoher Strahlungsleistung und kompakter Bauweise. Die lichtemittierende Fläche hat eine Ausdehnung von  $9\text{ mm}^2$ . Vor der LED befindet sich ein von innen verspiegelter Tubus (2). Dieser dient dazu, Streulicht nach außen, und somit einen Verlust von Strahlungsleistung, zu vermeiden. Nach dem Durchgang durch den Tubus trifft das Licht auf eine Kombination aus zwei Filterrädern (3), welche insgesamt 22 Interferenzfilter halten können. Diese dienen zur Monochromatisierung der Blendreize und sind identisch mit den in den Detektionsversuchen verwendeten Filtern.

Zur besseren Homogenisierung des Blendreizes befindet sich nach dem Durchgang durch die Interferenzfilter eine Streuscheibe (4) mit einer Körnung von 220 Grit. Eine Iris (5) sorgt im letzten Schritt für die Variation der Blendquellengröße  $\beta$ . Nach der Iris tritt das Licht durch die Rückwand (6) und wird vom Probanden als Störquelle (7) wahrgenommen.

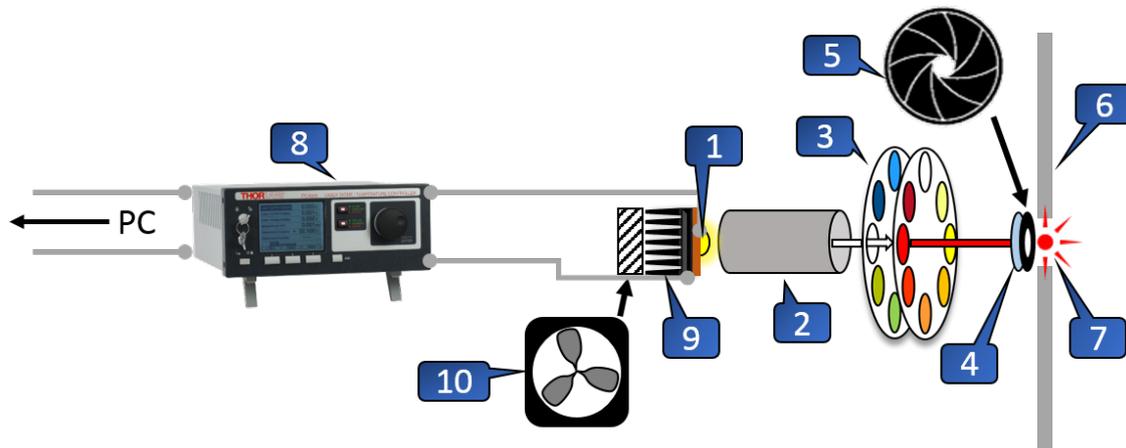


Abbildung 3.4: Schematische Darstellung des Aufbaus der Blendquelle: (1)LED (2)von innen verspiegelter Tubus (3)Doppelfilterrad (4)Streuscheibe (5)Iris (6)Projektionsfläche (7)Blendreiz (8)Strom- und Temperatursteuerung (9)LED-Kühlung (10)Lüfter. Die grauen Linien stellen Daten- und Steuerleitungen dar.

### 3.2.1 Einfluss des Stroms

Die Emission der LED kann durch einen Betriebsstrom zwischen 0 A und 13,5 A durchgestimmt werden [128]. Durch die Änderung des Stroms ergibt sich auch eine Veränderung des Spektrums, wie auch in Abbildung 3.5 zu sehen ist. Daher ist es wichtig, eine stromstabile Quelle zu verwenden. Weiterhin muss die Kalibrierung der Blendquelle für jeden verwendeten Strom mit einem Spektrometer durchgeführt werden. In Abbildung 3.5 ist das Spektrum beispielhaft für die drei verschiedenen Ströme 0,3 A, 3,5 A und 12 A dargestellt. Es ist zu sehen, dass zwar das absolute Maximum des blauen Peaks bei einer konstanten Wellenlänge liegt, das lokale Maximum des Leuchtstoffpeaks für steigende Ströme jedoch zu größeren Wellenlängen driftet. Zur Stabilisierung des Stroms wurde daher eine Stromquelle des Typs ITC4020 (8) der Firma Thorlabs verwendet [129].

### 3.2.2 Temperatureinfluss

Die absolute Strahlungsleistung der LED ist weiterhin abhängig von der Temperatur der Sperrschicht [7]. Laut Datenblatt der LED [128] findet eine Abnahme der Strahlungsleistung von etwa  $\Delta I = 0,13\%/K$  statt. Eine Messung der Abnahme der relativen Strahlungsleistung über alle Wellenlängen (normiert auf das Maximum der gemessenen Werte) ist in Abbildung 3.6 zu sehen. Es ist deutlich zu erkennen,

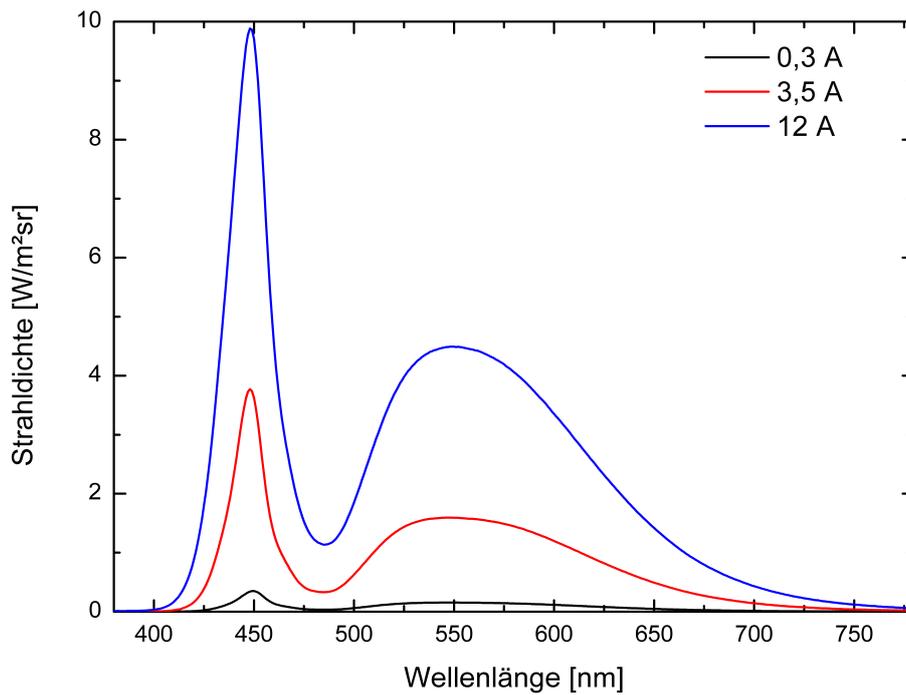


Abbildung 3.5: Spektrum der verwendeten Blind-LED bei verschiedenen Strömen und einer Betriebstemperatur von 40 °C

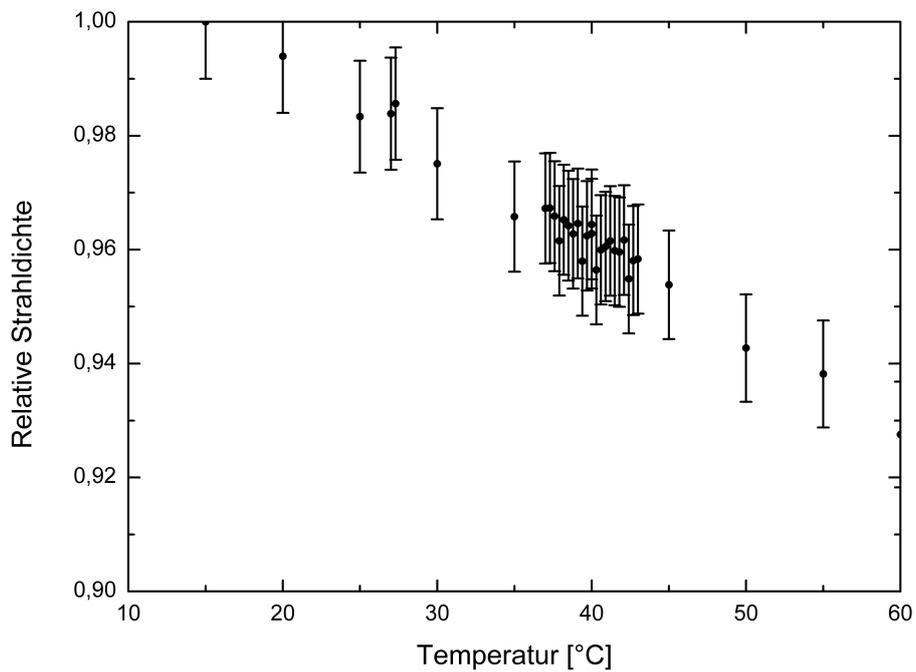


Abbildung 3.6: Relative Abnahme der Strahlungsleistung bei steigender Temperatur

dass die Strahlungsleistung mit steigender Temperatur abfällt. Die Messung ergab einen Abfall von  $\Delta I = (0,16 \pm 0,04)\%/K$ , und deckt sich daher mit den Angaben im Datenblatt.

Neben der Änderung der spektralen Strahlungsleistung durch eine Variation des Stroms findet bei LEDs auch eine Änderung des Spektrums und der absoluten Strahlungsleistung bei variierender Temperatur statt. Dieses Verhalten für die verwendete LED ist in Abbildung 3.7 dargestellt. Es wird deutlich, dass bei steigender

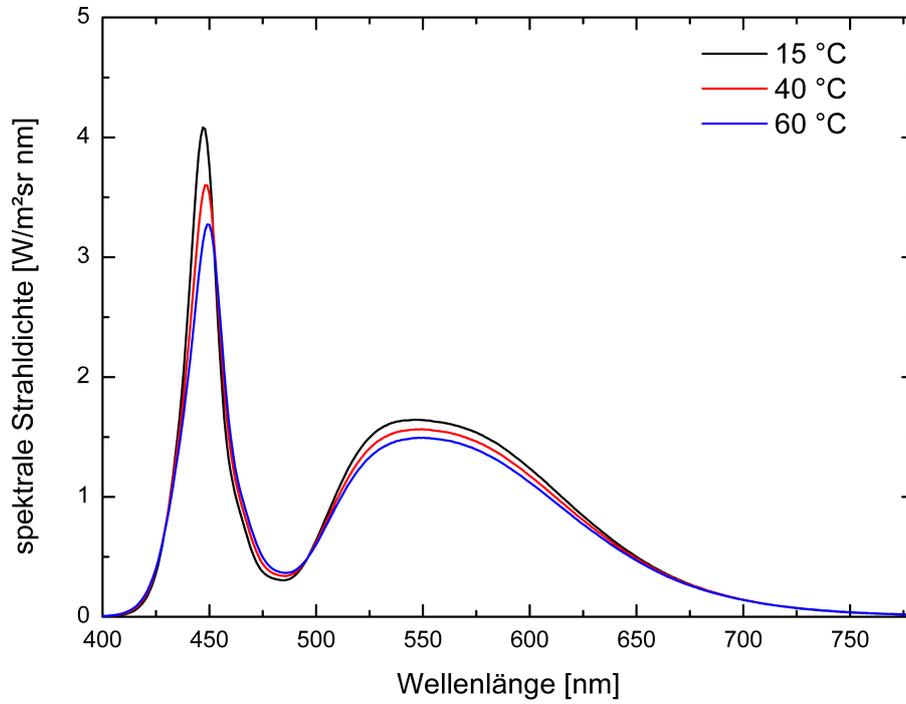


Abbildung 3.7: Änderung der Spektralen Strahlungsverteilung bei unterschiedlichen Temperaturen bei einem Betriebsstrom von 3 A

Temperatur der Sperrschicht sich neben der absoluten Strahlungsleistung (Höhe der Peaks) auch das relative Spektrum ändert. Die Lage des Peaks der blauen LED wandert bei Erhöhung der Temperatur von 15 °C auf 60 °C um 2 nm von 447 nm zu 449 nm. Es ist außerdem gut zu erkennen, dass die Abnahme der Strahlungsleistung nicht gleichmäßig über das Spektrum verläuft. So ist die Abnahme im Bereich des blauen Peaks deutlich größer, als im Bereich des lokalen Maximums, welches durch den Leuchtstoff hervorgerufen wird. Im Bereich um 480 nm (lokales Minimum) ist sogar ein umgekehrtes Verhalten zu sehen, sodass eine Erhöhung der Temperatur zu einer leichten Steigerung der Strahlungsleistung führt. Eine Änderung der Temperatur ist aus diesen Gründen nicht erwünscht. Da sich die LED während des Betriebes aufheizt, ist eine Temperaturregelung daher unabdingbar. Zur Temperaturkontrolle ist ein Temperatursensor PT100 an die LED-Platine angeschlossen. Die LED-Platine ist auf eine Kupferplatte aufgebracht. Diese dient der Wärmeleitung und -verteilung. Für die Regelung wird ein Peltierelement verwendet, welches auf der einen Seite mit der Kupferplatte und auf der anderen mit einem Kühlkörper verbunden ist (siehe (9) in Abbildung 3.4). Zum besseren Wärmeabtransport ist an den Kühlkörper zusätzlich ein Lüfter angeschlossen (10). Die Steuerung des Peltierelementes wird ebenfalls vom ITC4020 (8) übernommen. Eine interne PID-Regelung des ITC4020 kann so die Temperatur der LED auf  $\pm 0,5$  K

genau einstellen und stabilisieren. Die maximale Temperaturdifferenz von 1 K hat einen vernachlässigbaren Einfluss auf die absolute Strahlungsleistung, sowie die spektrale Verteilung.

### 3.2.3 Zeitliche Ansteuerung

Da in den folgenden Experimenten die Blendung und die Detektionsaufgabe gleichzeitig stattfinden soll, die einzelnen Aufgaben jedoch von unabhängigen Geräten ausgeführt werden, ist eine zeitliche Abstimmung der einzelnen Komponenten des Versuchsaufbaus von zentraler Bedeutung. Um ein besseres Verständnis zu erlangen, ist es wichtig zuerst die einzelnen Bilddarstellungen zu betrachten.

#### Detektionsobjekt

Das Detektionsobjekt wird mit dem Projektor dargestellt. Dafür wird zunächst ein Bild durch das Steuerprogramm am PC berechnet und erzeugt. Für die Erzeugung muss bei jeder Darstellung von Neuem die Helligkeit (Graustufenwert) des Objektes und des Hintergrundes, obwohl dieser schwarz ist, berechnet und gesetzt werden. Im nächsten Schritt wird das so erzeugte Bild über den Grafikkartenausgang und ein Datenkabel an den Projektor weitergeleitet, in welchem eine interne Verarbeitung stattfindet und das Bild letztlich über die Mikrospiegel des DMD-Gitters des Projektors auf die Projektionsfläche geworfen wird. Dieser Prozess kann in seiner Dauer leicht variieren, hat aber eine durchschnittliche Dauer von 50 ms.

#### Blendreiz

Der Blendreiz wird mit Hilfe des ITC4020 Kontrollgerätes und einer LED erzeugt. Dabei wird das ITC4020 in einen Pulsmodus versetzt, in dem Pulsdauer und Amplitude festgelegt sind. Zusätzlich kann die Pulsfrequenz festgelegt werden. Im vorliegenden Fall wurde ein Einzelschussbetrieb gewählt. In diesem wartet das Steuergerät auf ein externes Triggersignal und setzt den Puls beim Erhalt des Triggersignals frei. Die Anstiegszeit der LED beträgt etwa  $(0,22 \pm 0,01)$  ms. Das Triggersignal wird dabei von einem Kommunikationsanschluss des Steuercomputers (vergleiche (13) in Abbildung 3.1) bereit gestellt. Die Freisetzung des Triggersignals wird seinerseits wiederum durch das Kontrollprogramm gesteuert. Da hier keine weitere Datenverarbeitung nötig ist, ist die Dauer im Vergleich zur Prozessdauer beim Erstellen des Detektionsobjektes vernachlässigbar.

#### Synchronisation

Da die verwendete Software sequenziell arbeitet, ist ein gleichzeitiges Abarbeiten des Triggersignals und des Projektorsignals nicht möglich. Daher ist es wichtig, die internen Zeitstempel so zu setzen, dass die Signale zeitgleich ausgegeben werden. Um dies zu erreichen, müssen die unterschiedlichen Prozessdauern mit Hilfe von

vorher definierten Verzögerungen ausgeglichen werden. Das Ergebnis dieser Abstimmung ist in Abbildung 3.8 zu sehen. Die schwarze Kurve zeigt die Aktivität

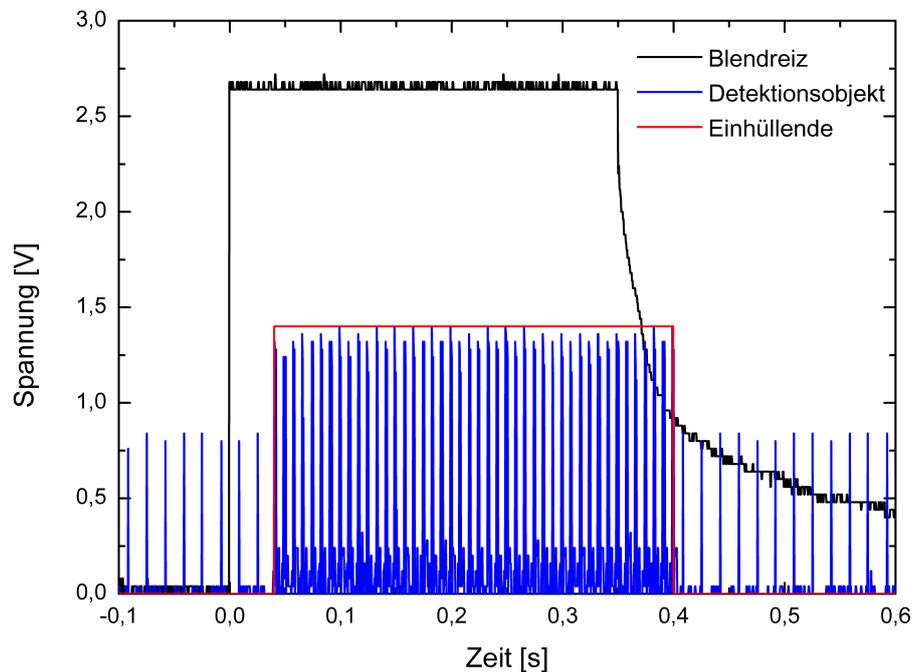


Abbildung 3.8: Zeitliches Verhalten der Darstellung von Blendreiz (schwarz) und Detektionsobjekt (blau). Die rote Kurve zeigt eine Einhüllende des Detektionsobjektes.

des Blendreizes. Dabei wurde der Zeitstempel so gelegt, dass der Blendreiz zum Zeitpunkt  $t = 0\text{ s}$  eingeschaltet wird. Die blaue Kurve zeigt die Aktivität des Detektionsobjektes. Es ist zu sehen, dass der Projektor nicht kontinuierlich arbeitet. Bei dem verwendeten Gerät handelt es sich um einen DLP- (digital light processing) Projektor. Die Basis dafür bietet ein DMD (digital micromirror device). Dabei lenken die in einem Gitter angeordneten klappbaren Mikrospiegel das auftreffende Licht auf das Objektiv (wenn das Licht ausgegeben werden soll) oder in eine Lichtfalle (wenn dies nicht der Fall sein soll). Der Projektor hat eine Bildwiederholfrequenz zwischen 50 Hz und 120 Hz. Im verwendeten Anzeigemodus wird er mit den maximal möglichen 120 Hz betrieben. Die Frequenz ist so hoch, dass sie vom menschlichen Auge nicht wahrgenommen wird. Zur besseren Visualisierung ist daher zusätzlich die Einhüllende des Signals (rote Kurve) dargestellt. Das Signal des Projektors wird etwa bei  $t_1 = 40\text{ ms}$  aktiv und schaltet sich bei  $t_2 = 400\text{ ms}$  ab. Damit ergibt sich eine Verzögerung zwischen Blendreiz und Detektionsobjekt von  $\Delta t = 40\text{ ms}$  und eine Darstellungszeit des Detektionsobjektes von  $t_d = 360\text{ ms}$ , anstelle der geforderten  $t_d = 350\text{ ms}$  (vergleiche Kapitel 4).

Aus diesem Grund sind Vortests am Probanden vorgenommen worden. In diesen konnten die Probanden keine Auffälligkeiten oder Verzögerungen zwischen den Darstellungen von Blendreiz und Detektionsobjekt feststellen, daher wird die erreichte Güte der gleichzeitigen Darstellung als hinreichend angenommen.

### 3.2.4 Neutralglasfilter

Da bei den Versuchen zur Ermittlung der spektralen Empfindlichkeit für die physiologische Blendung das Detektionsobjekt weiß dargestellt werden soll, ist es nötig das Signal des Projektors abzuschwächen. Dafür ist in den Strahlengang ein zusätzlicher Neutralglasfilter eingebracht. Um die Modularität zu erhalten, wurde der Filter mit einer Schwenkmechanik versehen, sodass ein einfaches Wechseln zwischen den Detektions- und Blendungsversuchen möglich ist. Der spektrale Transmissionsgrad des verwendeten Filters ist in Abbildung 3.9 dargestellt.

Durch die Abschwächung des Lichts ist es nun möglich durch die Graustufenan-

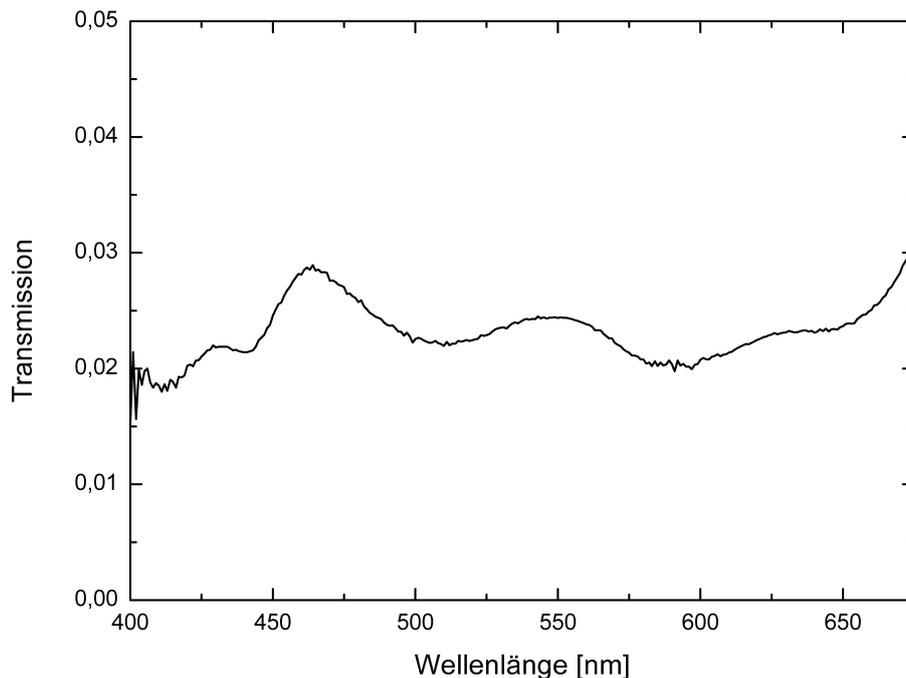


Abbildung 3.9: Spektraler Transmissionsgrad des Neutralglasfilters im Strahlengang des Projektors

passung des ausgegebenen Projektorbildes neutralgraue Detektionsobjekte darzustellen, welche sich nahe der Wahrnehmungsschwelle befinden.

Für die Versuche zur spektralen Detektionsempfindlichkeit ist dies nicht nötig, da hier quasimonochromatische Objekte dargestellt werden. Dabei durchdringt das Licht im Projektorstrahlengang zusätzlich einen Interferenzfilter, welcher große Teile des Spektrums, und somit der Gesamtstrahldichte blockiert.

## Kapitel 4

# Versuche zur spektralen Detektionsempfindlichkeit

### 4.1 Versuchsparameter

Der vorliegende Versuchsaufbau ist flexibel gestaltet. Mit diesem Aufbau ist es möglich, die vielfältigen Situationen, in denen das menschliche visuelle System im mesopischen Bereich arbeitet, anzunähern. Viele Parameter, wie Adaptationsleuchtdichte, und -spektrum, aber auch Objekteigenschaften, wie Seh- und Beobachtungswinkel, sowie Objektfarbe und -form sind individuell konfigurierbar. Im Weiteren soll auf die Auswahl der Parameter für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Tests eingegangen werden. Die Parameter begründen sich aus dem Vergleich der Parameter mit ähnlichen Situationen im praktischen Leben, aber auch mit der Kompatibilität mit vorangegangenen Versuchen. So konnten teilweise Daten aus einer am Fachgebiet Lichttechnik der Technischen Universität Darmstadt abgeschlossenen Arbeit weiter verwendet und für die weitere Auswertung herangezogen werden. Die verwendeten Parameter werden in dieser Arbeit erwähnt, für eine nähere Begründung der Auswahl sei jedoch auf [119] verwiesen.

#### 4.1.1 Hintergrundbeleuchtung

Ein wichtiger Bestandteil des Versuches ist es, Umfeldbedingungen im mesopischen Bereich zu realisieren. Um dies zu erreichen, ist es wichtig, die Adaptationsleuchtdichte, sowie das Adaptationsspektrum zu definieren. Die für die Adaptation maßgebliche Hintergrundbeleuchtung wird durch ein LED-Modul erzeugt und auf der Projektionsfläche dargestellt.

##### Leuchtdichte

Da die Hintergrundbeleuchtung mit Hilfe 23 verschiedener LEDs erzeugt wird, ist es möglich, die Leuchtdichte  $L_U$  und das Spektrum des Lichts, welches für den Adaptationszustand des Probanden maßgeblich ist, zu variieren. Der mesopische Bereich ist, wie bereits beschrieben, in unterschiedlichen Literaturquellen verschieden definiert. Dabei sind die am weitesten gefassten Grenzen  $0,001 \text{ cd/m}^2 \leq L_U \leq 10 \text{ cd/m}^2$ . Da diese Grenzen einen sehr großen Bereich abdecken, ist es wichtig, die Adaptationsleuchtdichte geeignet auszuwählen. Bei Betrachtung der Leuchtdichte auf der Fahrbahn im näheren Vorfeld eines Kraftfahrzeugs, ist zu erkennen,

dass die Leuchtdichte nicht unter  $0,1 \text{ cd/m}^2$  fällt (siehe Abbildung 4.1) [34]. Die

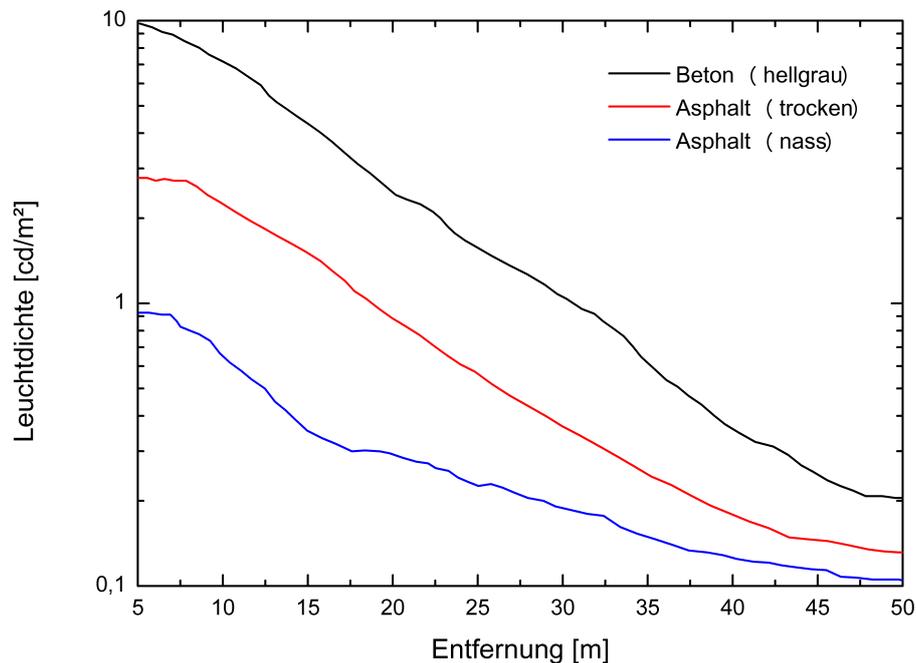


Abbildung 4.1: Verlauf der Leuchtdichte im Fahrzeugvorfeld mit Abblendlicht für unterschiedliche Fahrbahnbeläge nach [34]

Grafik zeigt die aus der Fahrerperspektive wahrgenommene Leuchtdichte bei unterschiedlichen Fahrbahnbelägen in Abhängigkeit vom Abstand. Als beleuchtende Lichtquelle wurde hier das Abblendlicht von Scheinwerfern mit Entladungslampen verwendet.

Um den Bereich der Adaptationsleuchtdichte weiter einzugrenzen, ist weiterhin eine Betrachtung der durchschnittlichen Geschwindigkeit in Städten und auf Landstraßen nötig. Innerhalb von Städten beträgt die durchschnittliche Geschwindigkeit etwa  $30 \text{ km/h}$  [130]. Mit Hilfe einer „Faustformel“ lässt sich der Anhalteweg  $s_a$  für diese Geschwindigkeit berechnen [131]:

$$s_a = s_r + s_b \approx \left( \frac{3 \cdot v}{10} \right) \cdot \frac{\text{h}}{\text{km}} \cdot \text{m} + \left( \frac{v}{10} \right)^2 \cdot \frac{\text{h}^2}{\text{km}^2} \cdot \text{m}, \quad (4.1)$$

wobei  $s_r$  der Reaktionsweg,  $s_b$  der Bremsweg und  $v$  die Geschwindigkeit in  $\text{km/h}$  ist. Bei einer Geschwindigkeit von  $v = 30 \text{ km/h}$  ergibt sich somit ein Anhalteweg von  $s_a \approx 18 \text{ m}$ . Voraussetzung für das Einleiten des Bremsvorgangs ist jedoch die Detektion der Gefahrenquelle. Nach Abbildung 4.1 ist in der Entfernung von  $18 \text{ m}$  eine vom eigenen Scheinwerfer erzeugte Leuchtdichte von  $L_U \approx 1 \text{ cd/m}^2$  zu erwarten. Dieser Wert wird als obere Grenze der Adaptationsleuchtdichte verwendet.

Für die untere Grenze werden Fahrten auf einspurigen Landstraßen betrachtet. Die durchschnittliche Geschwindigkeit ist hier deutlich höher und kann, abhängig von Fahrbahnbelag und -beschaffenheit, zwischen  $v = 60 \text{ km/h}$  und  $v = 70 \text{ km/h}$  variieren [132–134]. Für die Betrachtung des schlechtesten Falles wird hier eine

Geschwindigkeit von  $v = 70 \text{ km/h}$  angenommen. Mit Formel 4.1 ergibt sich ein Anhalteweg von  $s_a = 70 \text{ m}$ . Dieser Wert übersteigt die in Abbildung 4.1 dargestellten Abstände, daher wird als Repräsentation des schlechtesten Zustandes eine Leuchtdichte von  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  als unterer Grenzwert verwendet.

Die beiden gewählten Leuchtdichten entsprechen den Adaptationsleuchtdichten aus vorangegangenen Arbeiten [119], wodurch ein Vergleich und eine weitere Auswertung dieser Daten möglich sind.

### Spektrum

Das gewählte Hintergrundspektrum entspricht in den durchgeführten Versuchen der Normlichtart E. Dabei handelt es sich um ein isoenergetisches Spektrum, welches in natürlichen Lichtquellen jedoch nicht vorkommt. Dennoch hat dieses Spektrum einige Vorteile. Der größte Vorteil besteht darin, dass das Licht für alle Wellenlängen im sichtbaren Bereich die gleiche Strahldichte aufweist. Das so erzeugte Rechteckspektrum sorgt für eine gleichmäßige Beanspruchung der Rezeptoren auf der Netzhaut, wodurch sich diese auf einem ähnlichen Arbeitspunkt befinden. Weiterhin kann durch ein isoenergetisches Spektrum gewährleistet werden, dass für alle getesteten Wellenlängen die Bedingungen identisch sind. Der fehlende Bezug zu realen Lichtquellen stellt hierbei keinen Nachteil dar, da in einer vorangegangenen Arbeit gezeigt wurde, dass das Hintergrundspektrum keinen, oder nur einen geringen Einfluss, auf die Detektionsschwelle hat [119]. Das verwendete Spek-

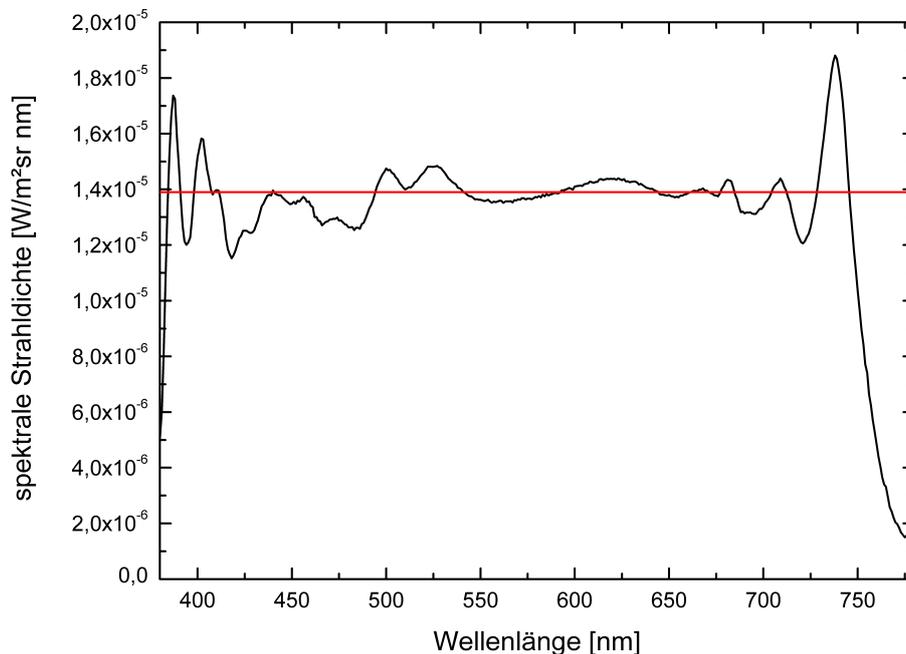


Abbildung 4.2: Spektrale Verteilung der Adaptationsbeleuchtung bei  $1 \text{ cd/m}^2$ . Die rote Linie zeigt das ideale isoenergetische Spektrum.

trum für die erzeugte Adaptationsleuchtdichte von  $1 \text{ cd/m}^2$  ist in Abbildung 4.2 zu sehen. Die rote vertikale Linie zeigt dabei ein ideales isoenergetisches Spektrum,

welches nicht vollständig, aber hinreichend gut für den relevanten Spektralbereich von 420 nm bis 650 nm erzeugt werden konnte. Die größten Abweichungen mit 15 % treten im Bereich von 420 nm bis 500 nm auf. Im restlichen relevanten Bereich sind die Abweichungen kleiner als 6,5 % zum idealen isoenergetischen Spektrum. Das Spektrum für 0,1 cd/m<sup>2</sup> ist im relativen Verlauf identisch zu dem hier gezeigten Spektrum und ist in Anhang A.1 dargestellt. Die kolorimetrischen Daten der Hintergrundspektren sind in Tabelle 4.1 zusammengefasst.

Tabelle 4.1: Zusammenfassung der kolorimetrischen Daten der Adaptationsspektren. Dabei ist  $L_p$  die photopische Leuchtdichte,  $L_s$  die skotopische.  $x$  und  $y$  geben die Koordinaten im  $x$ - $y$ -Farbraum an, und  $T_C$  die ähnlichste Farbtemperatur.

Nummer	Testbedingung	$L_p$ in $\frac{\text{cd}}{\text{m}^2}$	$L_s$ in $\frac{\text{cd}}{\text{m}^2}$	$x$	$y$	$T_C$ in K
1	$1 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2} - 0^\circ$	1,018	2,271	0,337	0,340	5287
2	$0,1 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2} - 0^\circ$	0,102	0,229	0,336	0,339	5359
3	$1 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2} - 2,65^\circ$	0,949	2,110	0,338	0,345	5247
4	$0,1 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2} - 2,65^\circ$	0,100	0,222	0,344	0,344	5018
5	$1 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2} - 10^\circ$	1,008	2,230	0,345	0,340	5193
6	$0,1 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2} - 10^\circ$	0,099	0,218	0,341	0,345	5157
7	$1 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2} - 20^\circ$	1,018	2,269	0,347	0,340	5285
8	$0,1 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2} - 20^\circ$	0,102	0,229	0,336	0,339	5359

## 4.1.2 Detektionsobjekt

### Sehwinkel $\alpha$ und Objektform

Die Ausdehnung des Detektionsobjektes wird durch den Sehwinkel  $\alpha$  festgelegt. Dieser ist so definiert, dass er die Sicht des Probanden widerspiegelt und wird über

$$\alpha = \arctan\left(\frac{b}{s}\right) \quad (4.2)$$

berechnet, wobei  $b$  die Breite des Objektes und  $s$  der Abstand zum Probanden ist. Um eine Vergleichbarkeit der gewonnenen Ergebnisse mit den Empfindlichkeitsfunktionen des Standardnormalbeobachters der CIE und anderen vorangegangenen Untersuchungen [27, 117, 119, 135, 136] zu gewährleisten, wurde ein Sehwinkel von  $\alpha = 2^\circ$  gewählt. Weiterhin wurde die Objektform so festgelegt, dass sie einen ausgefüllten Kreis darstellt, wie es auch in weiteren Untersuchungen der Fall war [27, 68]. Dies hat den Vorteil einer gleichmäßigen Ausdehnung in alle Richtungen.

### Beobachtungswinkel $\theta$

Ein weiterer wichtiger Parameter ist der Beobachtungswinkel  $\theta$ . Dieser gibt den Winkelabstand zwischen dem dargestellten Objekt und dem Fixationspunkt an.

Folglich bestimmt der Beobachtungswinkel an welcher Stelle auf der Netzhaut das Objekt abgebildet wird. In der vorliegenden Arbeit werden zwei Beobachtungswinkel experimentell untersucht. Weiterhin werden die Daten von zwei weiteren Beobachtungswinkeln ausgewertet, welche in einer vorangegangenen Arbeit, aber mit sonst gleichen Parametern, vermessen wurden [119].

Aus [119] wurden die Beobachtungswinkel von  $\theta = 2,65^\circ$  und  $\theta = 10^\circ$  verwendet und ausgewertet. Zusätzlich wurden im Rahmen dieser Arbeit die Winkel  $\theta = 0^\circ$  und  $\theta = 20^\circ$  vermessen. Die foveale ( $\theta = 0^\circ$ ) Bedingung wurde dabei als Referenz und Vergleich zu anderen Untersuchungen gewählt. Ein Großteil der menschlichen Wahrnehmung findet im fovealen Bereich statt, da hier durch die große Rezeptordichte das schärfste Sehen erreicht werden kann [10, 19–21].

Der Beobachtungswinkel von  $\theta = 20^\circ$  kann durch zwei Hauptargumente begründet werden. Das erste Argument liegt in der Rezeptorverteilung auf der Netzhaut. Beim peripheren Bereich von etwa  $\theta = 16^\circ$ - $20^\circ$  auf der Netzhaut befindet sich das Maximum der Stäbchen, wohingegen die Rezeptordichte von Zapfen bereits sehr gering ist (vergleiche Abbildung 1.4). Diese Sehbedingung ist folglich besonders interessant, da hier die größten Unterschiede zur sonst allgemein verwendeten  $V(\lambda)$ -Funktion zu erwarten sind. Gleichzeitig ist ein Vergleich mit der Empfindlichkeitsfunktion für das Nachtsehen  $V'(\lambda)$  möglich. Als zweites Argument für die Wahl des Beobachtungswinkel lässt sich eine Alltagssituation heranziehen. Häufige Situationen, in denen Objekte detektiert und frühzeitig erkannt werden müssen, bietet der Straßenverkehr. Besonders im innerstädtischen Verkehr kommt es häufig zu Gefahrensituationen [137–140]. Bei einer Fahrt mit  $v = 30 \text{ km/h} = 8,33 \text{ m/s}$  bei einer Fahrbahnbreite von  $b = 3 \text{ m}$  und einer Reaktionszeit des Fahrers von  $t_r = 1 \text{ s}$  entspricht die Reaktionsdistanz  $s_r = 8,33 \text{ m}$ . Auf ein Objekt, welches am Straßenrand auftaucht, kann entsprechend nur reagiert werden, wenn es mindestens  $s_o \geq s_r = 8,33 \text{ m}$  entfernt ist. Dies entspricht einem maximal möglichen Detektionswinkel von  $\theta = 20^\circ$ .

Eine weitere Verkehrssituation, in welcher der Winkel von  $\theta = 20^\circ$  relevant sein kann, sind Einmündungen und Kreuzungen. Oft ist der Blick weiter in Fahrtrichtung geradeaus gerichtet, während in der Peripherie auf den einmündenden Straßen andere Verkehrsteilnehmer auftauchen.

### Stützstellen

Das sichtbare Spektrum liegt im Bereich von 380 nm bis 780 nm [67]. Wie Abbildung 1.3 zu entnehmen ist, dominieren im kurzwelligen Bereich die S-Zapfen mit einem Maximum bei 440 nm. Im langwelligen Bereich liegt das Maximum bei etwa 607 nm, dem Maximum des L-M-Opponentkanals. Jenseits dieser Wellenlängen nimmt die spektrale Empfindlichkeit des visuellen Systems stark ab, und trägt kaum noch zur Wahrnehmung bei. Da der Versuchsaufbau und die Dauer eines Probandentests die Anzahl der Stützstellen für die Vermessung einer spektralen Empfindlichkeitskurve limitieren, ist es daher sinnvoll, nicht den gesamten visuellen Bereich des Spektrums abzudecken. Um die Hauptbereiche der Empfindlich-

keiten der einzelnen Rezeptoren auszunutzen, wurde der spektral untersuchte Bereich auf 420 nm bis 650 nm festgelegt. Die 22 Interferenzfilter wurden so verteilt, dass im Bereich unmittelbar vor und nach den Maxima der Empfindlichkeitsfunktionen (420 nm bis 620 nm) ein Abstand von etwa 10 nm zwischen den Stützstellen liegt. Zusätzlich wurde ein weiterer Filter bei 650 nm verwendet, um den Abfall der Empfindlichkeit zu längeren Wellenlängen hin zu bestätigen, und somit einen größeren Einfluss des Lichts in diesem Wellenlängenbereich auf die Wahrnehmung auszuschließen. Die spektrale Transmission der ausgewählten Interferenzfilter ist in Abbildung 4.3 zu sehen.

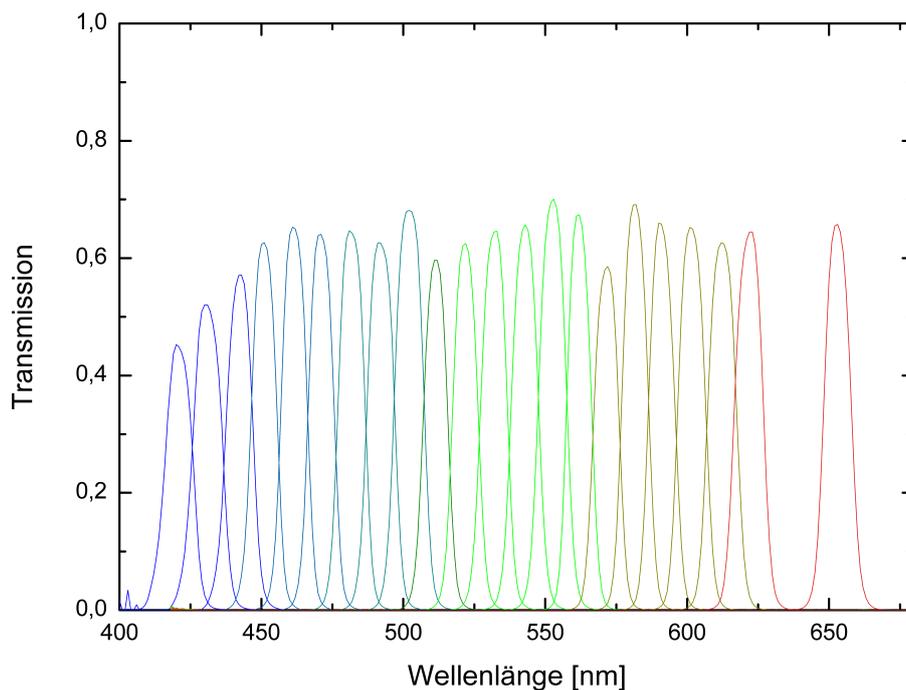


Abbildung 4.3: Spektrale Transmission der verwendeten Interferenzfilter zur Erzeugung der quasimonochromatischen Detektionsobjekte

### Darbietungszeit $t_d$ und Pausendauer $t_p$

Die Darbietungszeit  $t_d$  ist von großer Bedeutung für die durchgeführten Versuche. Dabei wird diese als Zeit definiert, in welcher der Projektor ein Objekt in das Gesichtsfeld des Probanden einstrahlt, unabhängig davon, ob das Objekt auch von diesem detektiert wird oder nicht. Die Pausendauer  $t_p$  hingegen beginnt nach der abgeschlossenen Darbietung des Objektes. Damit das Objekt unter dem vorher definierten Beobachtungswinkel  $\theta$  dargestellt werden kann, ist es wichtig, dass der Proband während der Darbietungszeit seinen Blick auf den Fixationspunkt richtet. Wegen verschiedener Einflussfaktoren ist es wichtig, den Ablauf von Darbietungszeit und Pausendauer gezielt abzustimmen. Dies bietet sowohl physiologische als auch psychologische Vorteile, wie einen besseren Komfort für den Probanden [49]. Die Darbietungszeit sollte nicht zu lange gewählt werden, da die Rezeptoren auf

der Netzhaut vorwiegend auf Veränderungen reagieren. Eine zu lange Darbietungszeit führt folglich aufgrund der Ermüdung der Rezeptoren nach und nach zu einem Verschwinden des Objektes [141]. Weiterhin ist eine kurze Darbietungszeit besonders bei peripherem Sehen von großer Bedeutung. Ein Objekt, welches in der Peripherie auftaucht, kann zu reflexartigen Augenbewegungen, sogenannten Sakkaden, führen [142], welche dem Auge dazu dienen das Objekt in der Fovea darzustellen, da hier das schärfste Sehen möglich ist. Eine solche Blickzuwendung würde dazu führen, dass der gewünschte Blickwinkel nicht mehr eingehalten wird. In [119] wird davon ausgegangen, dass eine längere Darbietungszeit zu einem wahrscheinlicherem Abwenden des Blickes führt.

Eine zu kurz gewählte Darbietungszeit kann jedoch dazu führen, dass das Objekt gar nicht mehr detektiert werden kann, oder die spektralen Empfindlichkeiten nicht unabhängig von der Darbietungszeit sind [68]. Untersuchungen zeigen jedoch, dass die absoluten spektralen Empfindlichkeiten unter einem Beobachtungswinkel von  $\theta = 1^\circ$  für Darbietungszeiten  $t_d \geq 0,191$  s annähernd konstant sind [68]. In [119] wird weiter davon ausgegangen, dass dies auch für andere Beobachtungswinkel mit unterschiedlicher Rezeptorverteilung gilt. Weiterhin empfiehlt die CIE 95 [53] eine Darbietungszeit von  $t_d = 300$  ms. Um eine Kompatibilität mit vorangegangenen Untersuchungen am Fachgebiet Lichttechnik der Technischen Universität Darmstadt zu ermöglichen, wurde letztlich eine Darbietungszeit von  $t_d = 350$  ms gewählt.

Für die Pausendauer  $t_p$  muss ebenfalls ein Kompromiss gefunden werden. Einerseits sollte die Pausendauer nicht zu lang sein, um die Gesamtdauer des Versuches nicht unnötig zu vergrößern, andererseits müssen die Probanden jedoch auch genug Zeit für eine Antworteingabe über das Eingabegerät haben. In [49] wird eine grobe Richtlinie von  $t_p = 1000$  ms genannt, um dem Probanden einen angenehmen Versuchsablauf zu bieten. Um den Empfehlungen Folge zu leisten und gleichzeitig mit anderen Arbeiten am Fachgebiet kompatibel zu bleiben, wird daher eine Pausendauer von  $t_p = 1000$  ms gewählt. Somit hat der Proband insgesamt  $t_d + t_p = 1,35$  s vom Beginn der Darbietungszeit bis Ende der Pausendauer Zeit eine entsprechende Antwort über das Eingabegerät abzugeben. Im Anschluss wird automatisiert das nächste Objekt mit einer anderen Strahldichte dargestellt. Eine kürzere Antwortzeit, wie sie teilweise verwendet wird [52], hat sich in den im Vorfeld durchgeführten Versuchen als nicht ausreichend erwiesen.

Neben der Darbietungszeit und Pausendauer, muss auch die Pulsform festgelegt werden. Da diese jedoch keinen Einfluss auf die spektrale Empfindlichkeit hat [27, 143], wurde ein klassisches Rechtecksignal verwendet. Ein zeitlicher Verlauf eines Darbietungs- und Antwortprozesses ist in Abbildung 4.4 zu sehen.

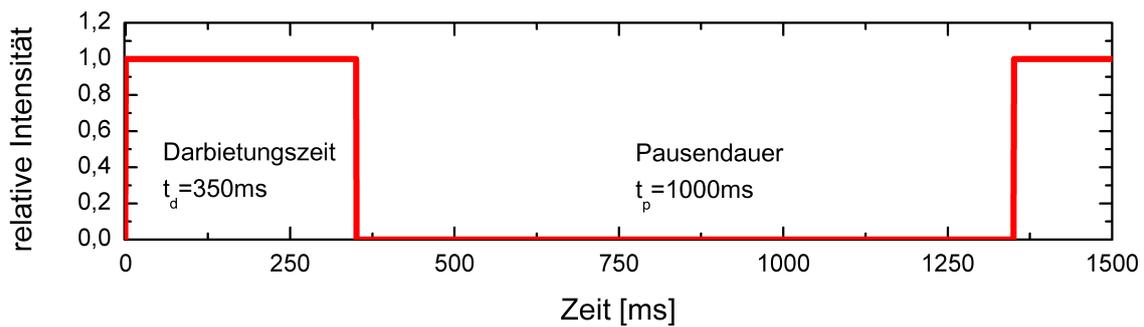


Abbildung 4.4: Zeitlicher Verlauf von Darbietungszeit und Pausendauer im Versuch

## 4.2 Berechnung der spektralen Empfindlichkeit

### 4.2.1 Detektionsschwelle

Ein zentraler Bestandteil der Berechnung der Detektionsempfindlichkeit ist die Bestimmung der Detektionsschwelle. In dieser Arbeit wird die Schwelle über ein Staircaseverfahren bestimmt.

Im ersten Schritt werden die Startwerte der Staircase festgelegt. Dafür wird die Detektionsschwelle grob über ein Einstellverfahren bestimmt. Dabei wird das Detektionsobjekt zunächst unterschwellig dargestellt und der Proband hat die Möglichkeit über Tastenbefehle des Eingabegerätes die Strahldichte des Objektes zu erhöhen, falls es nicht gesehen, und zu verringern, falls es gesehen wird. Auf diese Weise kann der Proband das Objekt so einstellen, dass es gerade sichtbar ist. Für diesen Vorgang gibt es keine zeitliche Beschränkung.

Mit der nun bestimmten groben Schwelle werden die Startwerte der Staircase berechnet. Dabei wird der Startwert der ersten Staircase  $S_o$  so bestimmt, dass der erste dargestellte Reiz überschwellig, der Startwert der zweiten Staircase  $S_u$  unterschwellig ist. Die Staircase wird nun automatisiert alternierend dargestellt, das heißt, dass abwechselnd ein Wert der oberen und der unteren Staircase dargestellt wird. Auf diese Weise wird ein Lern- oder Erwartungsverhalten des Probanden verhindert [50]. Die Strahldichtewerte der Staircases werden dynamisch und abhängig von den Probandenantworten berechnet und dargestellt. Dies geschieht so lange, bis das Abbruchkriterium erreicht wird.

Das Abbruchkriterium kann eine Anzahl an Darstellungen oder Richtungswechseln, aber auch eine gewisse Schrittweite sein. Nachdem das Abbruchkriterium erreicht wurde, wird die Detektionsschwelle berechnet. Dies geschieht über eine Anpassung einer psychometrischen Funktion der Form

$$P(x) = \gamma + (1 - \gamma) \cdot \frac{1}{1 + \left(\frac{x}{\alpha}\right)^{-\beta}}. \quad (4.3)$$

Dabei ist  $\alpha$  der Wert auf der Abszisse, welcher den Scheitelpunkt markiert.  $\gamma$  ist die vertikale Verschiebung des Scheitelpunkts und der unteren Asymptote, welche von der Art des Versuches abhängt.  $\beta$  gibt die Steigung der Funktion an. Eine Darstel-

lung der verwendeten Funktion ist in Abbildung 1.8 zu sehen. Bei dem hier vorliegenden Versuch mit zwei Antwortmöglichkeiten ist  $\gamma = 0$ , sodass der Scheitelwert der Funktion bei  $P(\alpha) = 0,5$  liegt. Bei dieser Konstellation gibt  $\alpha$  den Wert der Strahldichte an, bei welcher die Detektionswahrscheinlichkeit bei 50% liegt. Da es bei der vorliegenden Art an Versuchen üblich ist, wird die Detektionsschwelle als  $\alpha$  angesehen [9, 46, 52, 63]. Der so bestimmte Wert ergibt die absolute Strahldichte des Detektionsobjektes an der Wahrnehmungsschwelle, im Folgenden als ADT (absolute detection threshold) bezeichnet. Die Steigung  $\beta$  kann mit dem hier verwendeten Verfahren nicht bestimmt werden, da jede Strahldichte nur einmal dargestellt wird.

#### 4.2.2 Spektrale Empfindlichkeit

Um die spektrale Empfindlichkeit aus der ADT zu bestimmen, wird diese in drei unabhängigen Durchläufen bestimmt. Anschließend wird der Mittelwert aller Strahldichten für eine Wellenlänge berechnet. Der Kehrwert

$$\text{ADS}(\lambda) = \frac{1}{\text{ADT}} \quad (4.4)$$

gibt die absolute Empfindlichkeit der Detektion ADS (absolute detection sensitivity) für eine Wellenlänge an und ist proportional zum spektralen Empfindlichkeitsgrad SDS (spectral detection sensitivity), welcher aus der Normierung der ADS auf das Maximum über alle Wellenlängen gewonnen wird:

$$\text{SDS}(\lambda) = \frac{\text{ADS}(\lambda)}{\text{Max}_{\lambda}(\text{ADS}(\lambda))}. \quad (4.5)$$

Um die SDS über alle Probanden zu erlangen, gibt es zwei Verfahren. Beim ersten wird zuerst die SDS für jeden Probanden einzeln bestimmt, und anschließend eine Mittelung der gewonnenen SDSs durchgeführt. Da das Maximum dieser Mittelung  $\text{Max}(\overline{\text{SDS}}) < 1$  sein kann, muss sie neu normiert werden, um die SDS aller Probanden zu erhalten. Im zweiten Verfahren wird die Mittelung zuerst über die ADS der Probanden durchgeführt und anschließend normiert, um eine SDS zu erhalten. Es ist zu beachten, dass die Ergebnisse dieser Verfahren im Allgemeinen aufgrund der unterschiedlichen absoluten Empfindlichkeiten der Probanden nicht identisch sind:

$$\text{Norm}(\overline{\text{Norm}(\text{ADS})}) \neq \text{Norm}(\overline{\text{ADS}}). \quad (4.6)$$

Wenn die interpersonelle Abweichung jedoch in der Größenordnung der intrapersonellen Abweichung liegt, sind die entstehenden Unterschiede zu vernachlässigen. In dieser Arbeit wurden beide Verfahren angewendet und ähnliche Ergebnisse erzielt. Bei der phänomenologischen Analyse wird das zweite Verfahren angewendet, während beim Vergleich mit der CIE und der Anpassung des mathematischen Modells das erste Verfahren verwendet wird.

Da die Messunsicherheiten der verwendeten Messinstrumente und Kalibrierungen klein sind im Vergleich sowohl zur intra- als auch zur interpersonellen Abweichung, wird die Standardabweichung der eben genannten als Unsicherheit der Empfindlichkeit verwendet. Die Unsicherheit in Bezug auf die Wellenlänge, z.B. des Maximums der Empfindlichkeit ist durch den spektralen Abstand der einzelnen Stützstellen gegeben und beträgt daher  $\pm 5$  nm.

### 4.3 Kalibrierung

Um die Ansteuerung und Auswertung der Hardware zu ermöglichen, ist eine Kalibrierung aller verwendeten Komponenten nötig.

#### Hintergrundbeleuchtung

Für die Erzeugung der Hintergrundbeleuchtung werden 23 verschiedene LEDs verwendet. Um die gewünschte Adaptationsleuchtdichte zu erhalten, werden zunächst die einzelnen LEDs spektral vermessen. Dies geschieht für Stützstellen, welche über den vollständigen Bereich der Stromansteuerung verteilt sind. Zwischen diesen Stützstellen findet eine Interpolation statt, sodass für jede Möglichkeit des angelegten Stroms das Spektrum für alle LEDs hinterlegt ist.

In einem weiteren Schritt werden die Transmissionsfilter, welche sich vor den LEDs befinden, auf ihren spektralen Transmissionsgrad hin vermessen. Mit der Kombination der Kalibrierungen ist es möglich, diverse Adaptationsspektren und -leuchtdichten bis auf  $\pm 0,015$  cd/m<sup>2</sup> zu erzeugen.

#### Projektor

Der Projektor ist das zentrale Bestandteil des Versuchs zur Ermittlung der Detektionsschwellen. Weiterhin werden durch den Projektor die Objektdarstellungen gesteuert. Um eine korrekte Darstellung zu erhalten, muss zunächst die Geometrie des Aufbaus kalibriert werden. Dazu werden die einzelnen Pixel des Projektors mit der entsprechenden Position auf der Projektionsfläche verknüpft.

In einem weiteren Schritt wird die Lichtausgabe des Projektors vermessen. Dazu werden die vier Kanäle, rot, grün, blau und weiß, spektral für die möglichen Ansteuerungswerte kalibriert. Für Zwischenwerte der Stützstellen wird auch hier eine Interpolation vorgenommen.

Neben dem Lichtaustritt aus dem Projektor wird für die Berechnung der Detektionsschwelle der quasimonochromatischen Objekte auch der spektrale Transmissionsgrad der Interferenzfilter benötigt. Dieser wird in einer zusätzlichen Kalibrierung für jeden Interferenzfilter vermessen.

Durch diese Kalibrierungen ist es möglich, die Ausgabe des Detektionsobjektes gezielt zu steuern und die ADT für jede Wellenlänge korrekt zu berechnen. Für die Berechnung der ADT werden die vollständigen Informationen verwendet, sodass

der spektrale Transmissionsgrad des jeweiligen Interferenzfilters und dessen Halbwertsbreite berücksichtigt werden.

Für eine genauere Beschreibung der Kalibrierungen sei auf [119] verwiesen.

## 4.4 Versuchsablauf

Im folgenden Kapitel soll näher auf die Versuchsvorbereitung, sowie den Versuchsablauf eingegangen werden. Die Steuerung des Versuchs erfolgt durch eine Software. Der Versuchsleiter nimmt zunächst alle erforderlichen Einstellungen vor. Sobald der Versuch gestartet wird, erfolgt die Erfassung und das Abspeichern der Daten automatisiert. Der Ablauf eines vollständigen Versuches ist in Abbildung 4.5 schematisch dargestellt.

In der Vorbereitung des Versuches müssen zunächst die Kalibrierdaten geladen

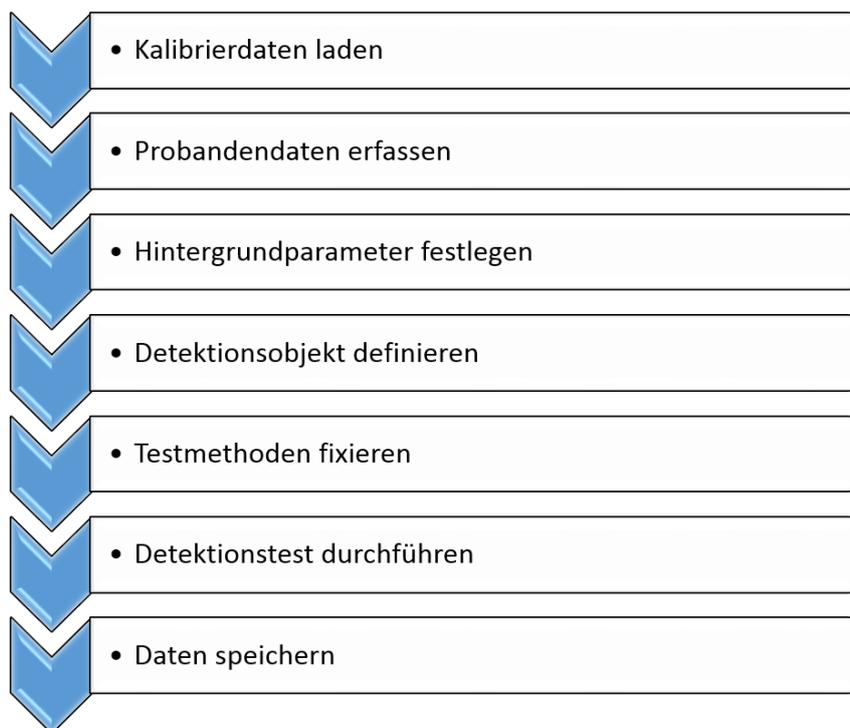


Abbildung 4.5: Schematischer Ablauf eines Tests zur Bestimmung der Detektionsempfindlichkeit

werden. Anschließend werden vom Versuchsleiter alle relevanten Probandendaten erfasst und eingetragen. In den folgenden Schritten werden die Versuchsparameter festgelegt. Dazu gehören auch die Adaptationsleuchtdichte, sowie das Spektrum des Hintergrundes. Zusätzlich werden die Parameter für das Detektionsobjekt, wie Form, Sehwinkel  $\alpha$  und Beobachtungswinkel  $\theta$ , sowie die Anzahl und die Wellenlängen der Stützstellen über eine Auswahl der Interferenzfilter eingestellt. In diesem Prozess können auch die Reihenfolge (randomisiert, oder nicht) und die Anzahl der Wiederholungen der Interferenzfilter festgelegt werden.

Im nächsten Schritt werden die Parameter der Testmethoden fixiert. Dazu gehören die Startwerte und die Schrittweite für die grobe Ermittlung der Schwelle über die Einstellmethode, sowie die nötigen Informationen für die Staircasemethode. Bei dieser müssen unter anderem Abbruchkriterium, Schrittweiten, sowie deren Änderungen während des Staircaseverlaufes festgelegt werden.

Wenn alle Einstellungen vorgenommen wurden, kann der eigentliche Test beginnen. Der Ablauf wird nachfolgend näher beschrieben.

Der Test beginnt mit der Adaptationsphase des Probanden. Um eine ausreichende

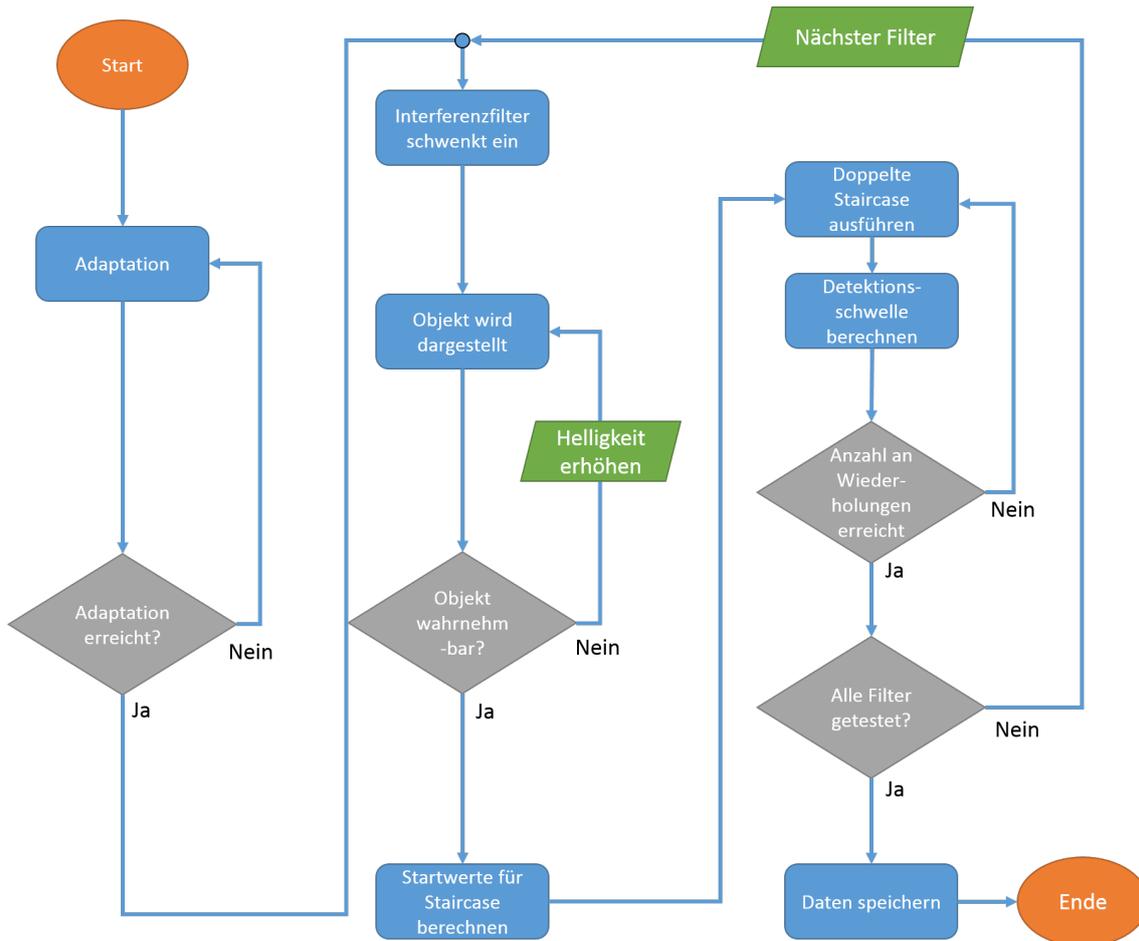


Abbildung 4.6: Vereinfachtes Ablaufdiagramm des Versuchs

Dunkeladaptation zu gewährleisten, beträgt die Adaptationszeit 30 Minuten. Nach der Adaptationsphase beginnt die Schwellenermittlung. Dafür wird zunächst der jeweilige Interferenzfilter eingeschwenkt. Nach einer akustischen Ankündigung hat der Proband die Möglichkeit über die Einstellmethode die Detektionsschwelle grob zu bestimmen. Der so gewonnene Wert dient als Ausgangswert der Berechnung der Startwerte der Staircasemethode. Anschließend beginnt nach erneuter akustischer Ankündigung die detaillierte Schwellenermittlung. Dazu wird die doppelte Staircase durchlaufen und im Anschluss die Detektionsschwelle berechnet. Dieser Vorgang wird so oft wiederholt, bis die eingestellte Anzahl an Wiederho-

lungen erreicht ist. In den durchgeführten Tests wurden drei Wiederholungen verwendet. Nach der Ermittlung der Detektionsschwelle für alle Wiederholungen wird der nächste Filter eingeschwenkt und die Prozedur wird erneut durchlaufen bis alle Interferenzfilter getestet wurden. Nach Abschluss des Tests werden alle Daten gespeichert. Die Gesamtdauer des Versuchs beträgt etwa 60-70 Minuten. Ein vereinfachtes Ablaufdiagramm des Versuchs ist in Abbildung 4.6 dargestellt.

## 4.5 Probandenkollektiv

An den im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Detektionstests nahmen insgesamt 14 Probanden teil. Davon haben zehn Probanden alle Testbedingungen abgeschlossen. Ein Proband fehlte bei den Untersuchungen bei fovealem Detektionsobjekt, zwei bei den peripheren Bedingungen. Ein Proband nahm nur an einer fovealen Testbedingung teil. Die Probanden waren im Alter zwischen 24 und 44 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 29 Jahren. Zwölf Probanden waren männlich, zwei weiblich. Alle Probanden wurden vor dem Test auf Farbnormalsichtigkeit geprüft. Dies wurde mit dem Farnsworth Panel D-15 [144], dem Lanthony Desaturated Panel D-15 [145], sowie den Farbtafeln nach Ichikawa [146] gewährleistet. Für die Beschreibung der Probanden bei den Testbedingungen, welche außerhalb dieser Arbeit entstanden sind ( $2,65^\circ$  und  $10^\circ$ ), sei auf [119] verwiesen. Allerdings ist darauf hinzuweisen, dass das Probandenkollektiv beider Versuche sich teilweise überschneidet, sodass drei Testpersonen alle Testbedingungen absolviert haben. Eine Übersicht der Testpersonen ist in Tabelle 4.2 zu sehen.

Tabelle 4.2: Übersicht über das Probandenkollektiv

Proband	Alter	Geschlecht	Sehhilfe	$\theta = 0^\circ$	$\theta = 20^\circ$
AH	27	m	nein	x	x
CB	30	m	nein	x	-
CS	37	m	nein	-	x
DE	26	m	nein	x	x
DS	27	w	nein	x	-
JH	26	w	nein	x	x
KK	30	m	nein	1 cd/m <sup>2</sup>	-
MB	26	m	nein	x	x
MS	28	m	nein	x	x
MW	32	m	nein	x	x
PB	44	m	ja	x	x
PS	26	m	nein	x	x
SF	27	m	nein	x	x
SK	24	m	nein	x	x

## 4.6 Zusammenfassung der Parameter

Tabelle 4.3 gibt eine Übersicht über die verwendeten Parameter.

Tabelle 4.3: Übersicht über die verwendeten Parameter

Parameter	Formelzeichen	Einheit	Anzahl	Wert
Adaptationsleuchtdichte	$L_U$	cd/m <sup>2</sup>	2	0,1 - 1
Adaptationsspektrum	-	-	1	isoenergetisch
Stützstellen der spektralen Empfindlichkeit	$\lambda_s$	nm	22	421,9 - 431,5 - 440,7 - 541,0 - 460,8 - 472,1 - 480,9 - 491,6 - 501,6 - 510,8 - 521,7 - 531,7 - 542,0 - 551,2 - 561,3 - 571,6 - 580,3 - 589,3 - 602,9 - 611,6 - 622,0 - 651,9
Reihenfolge der Stützstellen	-	-	1	randomisiert
Objektform	-	-	1	gefüllter Kreis
Sehwinkel	$\alpha$	°	1	2
Beobachtungswinkel	$\theta$	°	4	0 - 2,65 - 10 - 20
Darbietungszeit	$t_d$	ms	1	350
Pausendauer	$t_p$	ms	1	1000
Wiederholungen	-	-	1	3
Adaptationszeit	$t_a$	min	1	30

## Kapitel 5

# Ergebnisse zur spektralen Detektionsempfindlichkeit

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Untersuchungen zur Ermittlung der spektralen Empfindlichkeit für die Detektion diskutiert. Dabei wird zunächst auf die Phänomenologie eingegangen. Im nächsten Schritt werden die Ergebnisse tiefer analysiert. Letztlich wird eine spektrale Empfindlichkeitsfunktion für die gewonnenen Daten ermittelt und auf ihre Plausibilität hin überprüft.

### 5.1 Phänomenologie

Im Folgenden werden die gewonnenen Ergebnisse betrachtet. Für die Analyse werden zunächst die spektralen Empfindlichkeiten gemäß Abschnitt 4.2 berechnet und über der Wellenlänge aufgetragen (siehe Abbildungen 5.1 bis 5.8). Dies wird für jede Kombination aus Versuchsparametern einzeln durchgeführt. Weiterhin wurden die Daten mittels des Shapiro-Wilk-Tests positiv auf Normalverteilung getestet (vergleiche Anhang B.1). Die Diskussion der Phänomenologie wird sich in diesem Abschnitt auf den Vergleich mit der  $V(\lambda)$ -Funktion und die möglichen Ursachen der einzelnen Verläufe beschränken.

Anhand der Abbildungen 5.1 bis 5.8 ist deutlich zu erkennen, dass sowohl die absolute Empfindlichkeit (ADS), als auch der relative spektrale Verlauf (SDS) über die Wellenlänge bei den unterschiedlichen Hintergrundleuchtdichten  $L_U$  und Detektionswinkeln  $\theta$  nicht identisch ist.

**Bedingung 1:**  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  und  $\theta = 0^\circ$

Die Ergebnisse bei fovealer Objektbetrachtung und hellem Hintergrund sind in Abbildung 5.1 zu sehen. Dabei zeigen die schwarzen Kreuze die absolute Empfindlichkeit. Die rote Kurve zeigt die  $V(\lambda)$ -Kurve und ist mit der rechten Ordinate verknüpft. Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Dabei wurde die Darstellung so skaliert, dass die Maxima der Kurven etwa auf der gleichen Höhe liegen, damit ein Vergleich der relativen Empfindlichkeit SDS mit der  $V(\lambda)$ -Kurve möglich ist. Es ist deutlich zu sehen, dass die Daten im mittleren Wellenlängenbereich der  $V(\lambda)$ -Kurve folgen. Dieser prinzipielle Verlauf ist dadurch zu erklären, dass das Objekt in der Fovea erscheint. Dort sind fast nur L- und M-Zapfen vorhanden, welche zur Detektion beitragen können. Die relativ

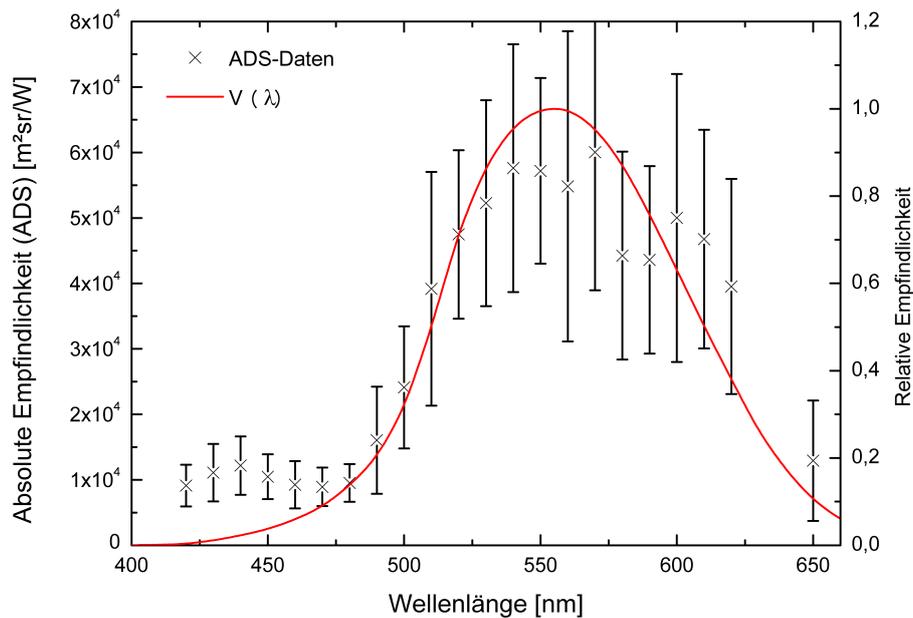


Abbildung 5.1: Absolute Empfindlichkeit für ein foveales Objekt bei  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -Funktion dar und ist mit der rechten Achse verknüpft.

helle Hintergrundleuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  befindet sich weiterhin nahe dem photopischen Bereich, in welcher die  $V(\lambda)$ -Funktion ihre Gültigkeit hat.

Dennoch ist anzumerken, dass vor allem im kurzen Wellenlängenbereich um 440 nm eine Abweichung von der  $V(\lambda)$ -Funktion zu sehen ist. Dies ist auf einen geringen Beitrag von S-Zapfen zurückzuführen, welche bei der  $V(\lambda)$ -Funktion nicht berücksichtigt werden. Weiterhin ist ein zusätzliches lokales Maximum bei etwa 600 nm zu sehen. Dies kann auf den L-M-Opponentkanal zurückzuführen sein. Im Bereich von  $2^\circ$  auf der Fovea, auf welchem das Objekt abgebildet wird, sind alle Arten von Zapfen vorzufinden, sodass ebenfalls die entsprechenden Opponentkanäle aktiv sind. Das Multi-Peak-Verhalten, lässt darauf schließen, dass alle Detektionsmechanismen aktiv sind.

**Bedingung 2:**  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  und  $\theta = 0^\circ$

Wird die Hintergrundleuchtdichte auf  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  verringert, ändert sich die spektrale Empfindlichkeit, wie in Abbildung 5.2 zu sehen ist. Der Hellempfindlichkeitskanal  $V(\lambda)$  verliert an Bedeutung. Dies wird bei Betrachtung des lokalen Minimums bei 550 nm deutlich. Der chromatische L-M-Opponentkanal hingegen nimmt trotz geringerer Aktivität der L- und M-Zapfen an Bedeutung zu. Dies kann daran liegen, dass es sich bei dem Mechanismus um einen subtraktiven Kanal handelt, und dieser, absolut gesehen, insensitiver auf Schwankungen, sowie Ab- und Zunahme der Einzelkomponenten reagiert. Ebenso wird deutlich, dass der Beitrag der S-Zapfen aufgrund der geringeren Adaptationsleuchtdichte abnimmt. Das lokale Maximum im Bereich um 520 nm kann durch den Einfluss von Stäbchen er-

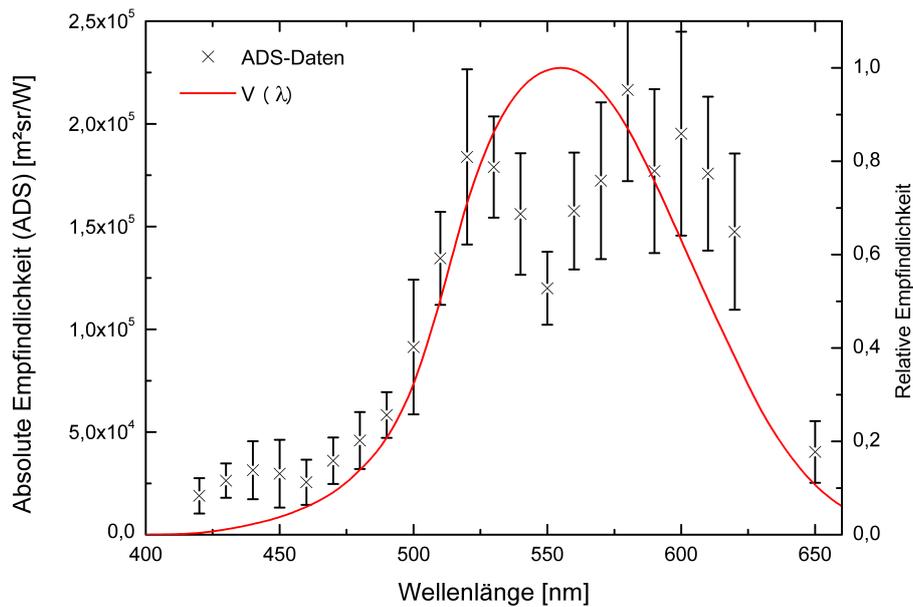


Abbildung 5.2: Absolute Empfindlichkeit für ein foveales Objekt bei  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -Funktion dar und ist mit der rechten Achse verknüpft.

läutert werden, da die Größe des Detektionsobjektes von  $\alpha = 2^\circ$  die stäbchenfreie Zone auf der Netzhaut übersteigt.

**Bedingung 3:**  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  und  $\theta = 2,65^\circ$

Abbildung 5.3 zeigt die Daten für ein Objekt, welches knapp außerhalb der Fovea bei einem Beobachtungswinkel von  $2,65^\circ$ , und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  detektiert wird. Ähnlich der fovealen Bedingung folgt die Empfindlichkeitskurve hier der  $V(\lambda)$ -Funktion. Dies ist nicht verwunderlich, da der Beobachtungswinkel noch relativ gering ist, und das Objekt nahe der Fovea abgebildet wird. Folglich wird auch hier der Hauptbeitrag zur Detektion von den L- und M-Zapfen geleistet. Dennoch ist erkennbar, dass durch das Verlassen der Fovea auch deutlich mehr S-Zapfen an der Detektion beteiligt sind, was zu einem größeren Ausschlag des Maximums bei  $440 \text{ nm}$  führt. Weiterhin ist auch der Opponentkanal deutlich mehr beteiligt. Dies ist an dem lokalen Maximum bei  $600 \text{ nm}$  zu erkennen. Auch hier wird wieder das stabilere Verhalten des subtraktiven Kanals deutlich.

Beim Vergleich der absoluten Empfindlichkeit der beiden Detektionsszenarien mit  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  fällt auf, dass diese bei fovealer Betrachtung etwa 1,5 mal so hoch ist, wie bei einer Betrachtung unter  $2,65^\circ$ . Dies liegt an der um den Faktor drei größeren Rezeptordichte in der Fovea.

**Bedingung 4:**  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  und  $\theta = 2,65^\circ$

Wird die Adaptationsleuchtdichte verringert, steigt der Einfluss der Stäbchen. Aus diesem Grund ist in Abbildung 5.4 und allen folgenden Abbildungen zusätzlich

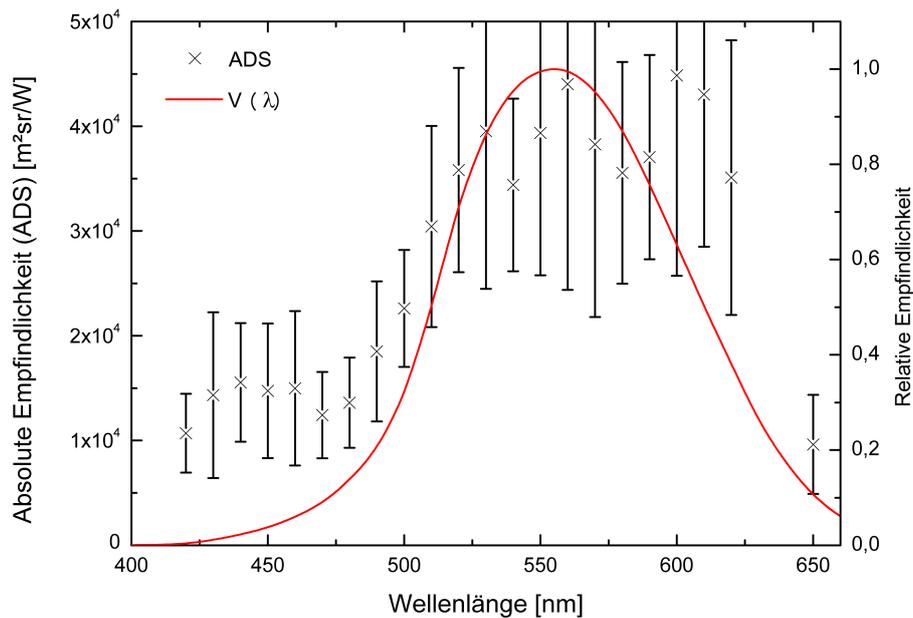


Abbildung 5.3: Absolute Empfindlichkeit für ein Objekt bei  $\theta = 2,65^\circ$  und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -Funktion dar und ist mit der rechten Achse verknüpft.

zur  $V(\lambda)$ -Funktion (rote Kurve) nun auch die Empfindlichkeit der Stäbchen, die  $V'(\lambda)$ -Funktion, dargestellt (blaue Kurve). Auch hier ist im direkten Vergleich zur

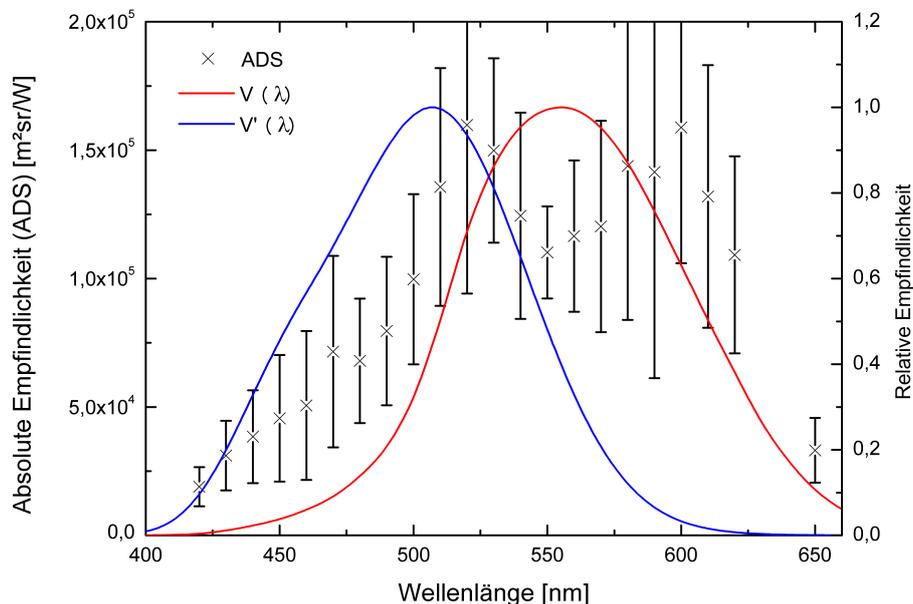


Abbildung 5.4: Absolute Empfindlichkeit für ein Objekt bei  $\theta = 2,65^\circ$  und  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -, die blaue die  $V'(\lambda)$ -Funktion dar. Beide sind mit der rechten Achse verknüpft.

hellen Leuchtdichte zu sehen, dass der Einfluss der  $V(\lambda)$ -Funktion geringer ist, auch hier befindet sich ein lokales Minimum bei 550 nm. Weiterhin wird deutlich,

dass bei geringen Adaptationsleuchtdichten die S-Zapfen nicht mehr, oder kaum noch, aktiv sind. Das lokale Maximum bei 440 nm ist nicht mehr zu erkennen. Die Lage der Daten oberhalb der  $V(\lambda)$ -Kurve im kurzen Wellenlängenbereich lässt außerdem auf den zunehmenden Einfluss der Stäbchen schließen. Trotz des geringen Einflusses der L- und M-Zapfen ist jedoch auch hier der starke Einfluss des Opponentkanals deutlich anhand des lokalen Maximums um 600 nm zu sehen.

Bedingung 5:  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  und  $\theta = 10^\circ$

Die Vergrößerung der Exzentrizität auf  $10^\circ$  führt zu einem flacheren Verlauf der spektralen Empfindlichkeitskurve, wie man in Abbildung 5.5 erkennen kann. Der

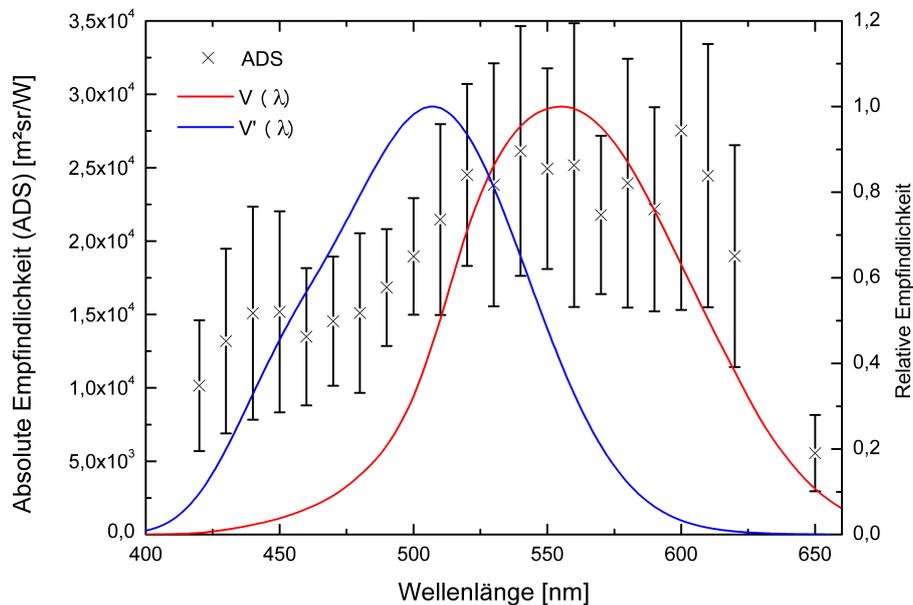


Abbildung 5.5: Absolute Empfindlichkeit für ein Objekt bei  $\theta = 10^\circ$  und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -, die blaue die  $V'(\lambda)$ -Funktion dar. Beide sind mit der rechten Achse verknüpft.

Einfluss der L- und M-Zapfen ist bei der hellen Adaptationsleuchtdichte noch immer vorhanden, jedoch wird deutlich, dass der Einfluss der Stäbchen stark zunimmt. Dies ist zu erwarten, da auch die Anzahl und Dichte der Stäbchen zur Peripherie hin zunimmt. Bei  $10^\circ$  herrscht etwa ein Gleichgewicht aus Stäbchen und Zapfen (siehe Abbildung 1.4). Dennoch ist auch weiterhin der Einfluss der blauen Zapfen an dem lokalen Maximum bei 440 nm zu erkennen, auch wenn dieser im Vergleich zum Einfluss der Stäbchen eher gering ausfällt. Weiterhin ist auch bei  $10^\circ$  Exzentrizität noch das Maximum bei 600 nm relativ dominant, welches den Beitrag des L-M-Opponentkanals signalisiert.

Bedingung 6:  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  und  $\theta = 10^\circ$

Die bisher aufgeführten Trends führen sich bei der Reduzierung der Leuchtdichte bei  $10^\circ$  Betrachtungswinkel fort. Wie in Abbildung 5.6 zu sehen ist, ist der Ein-

fluss der S-Zapfen bei der geringen Adaptationsleuchtdichte von  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  nicht mehr vorhanden. Dies liegt daran, dass die S-Zapfen bei derart geringen Leuchtdichten nicht mehr, oder kaum noch, aktiv sind. Weiterhin ist der steigen-

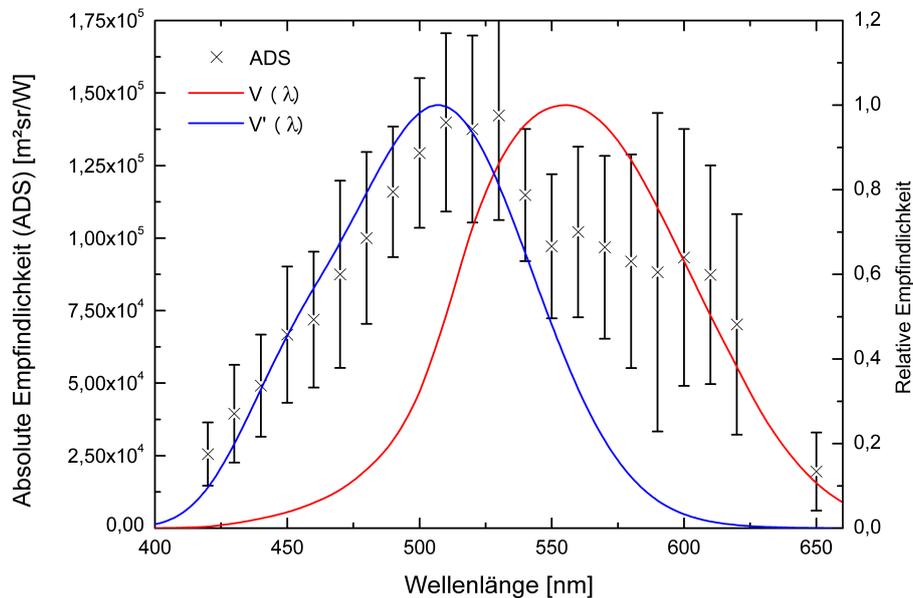


Abbildung 5.6: Absolute Empfindlichkeit für ein Objekt bei  $\theta = 10^\circ$  und  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ , die blaue die  $V'(\lambda)$ -Funktion dar. Beide sind mit der rechten Achse verknüpft.

de Einfluss der Stäbchen deutlich zu erkennen. Vor allem im kurzen Wellenlängenbereich bis 510 nm ist eine starke Übereinstimmung der relativen spektralen Empfindlichkeit SDS mit der spektralen Empfindlichkeit der Stäbchen, dargestellt durch die  $V'(\lambda)$ -Funktion, zu sehen. Im Bereich größerer Wellenlängen ist der Einfluss der L- und M-Zapfen zu sehen. Durch die geringere Dichte an Zapfen ist im Vergleich zur  $2,65^\circ$ -Exzentrizität auch der Einfluss des L-M-Opponentkanals nur noch gering, zu erkennen an dem kaum noch sichtbaren lokalen Maximum bei 600 nm.

#### Bedingung 7: $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ und $\theta = 20^\circ$

Die Betrachtung der extremen Peripherie ( $\theta = 20^\circ$ ) ist in Abbildung 5.7 zu sehen. Dabei fällt auf, dass auch bei der helleren Adaptationsleuchtdichte der Einfluss der L- und M-Zapfen kaum noch vorhanden ist. Auch der L-M-Opponentkanal zeigt hier kaum noch Aktivität. Dies kann mit der Rezeptorverteilung auf der Netzhaut erklärt werden. Bei  $\theta = 20^\circ$  sind auf der Netzhaut nur wenige Zapfen vorhanden (vergleiche auch Abbildung 1.4). Die vereinzelt noch vorhandenen Zapfen sorgen dafür, dass die Empfindlichkeitskurve zu langen Wellenlängen nicht so schnell abfällt wie von der  $V'(\lambda)$ -Funktion suggeriert. Ebenso ist kein lokales Maximum durch S-Zapfen bei 440 nm mehr zu sehen, was ebenfalls auf die Abwesenheit der entsprechenden Rezeptoren zurückzuführen ist. Das Maximum der ADS liegt

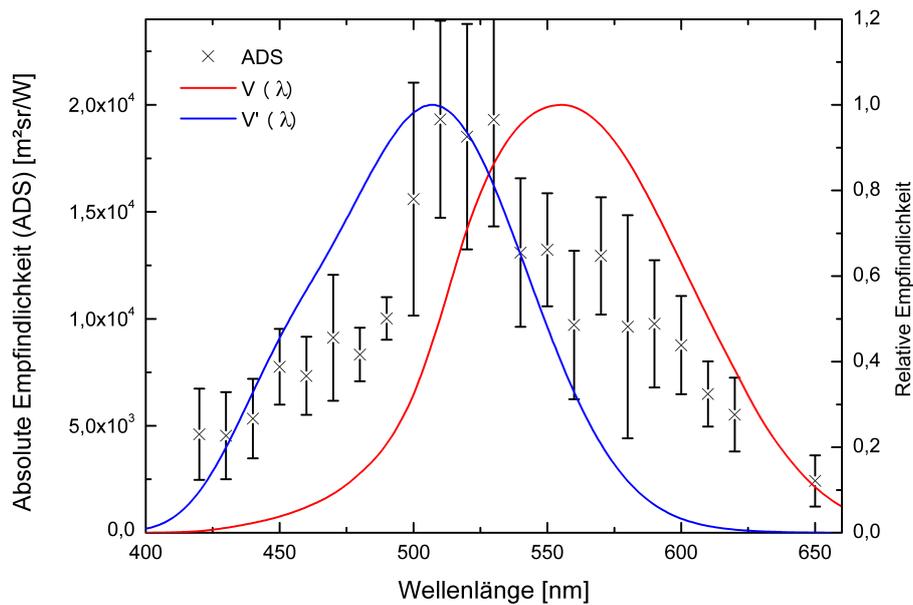


Abbildung 5.7: Absolute Empfindlichkeit für ein Objekt bei  $\theta = 20^\circ$  und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -, die blaue die  $V'(\lambda)$ -Funktion dar. Beide sind mit der rechten Achse verknüpft.

bei  $\lambda = 510 \text{ nm}$  und ist damit quasi identisch mit dem Maximum der Stäbchenempfindlichkeit. Dies ist nicht verwunderlich, da quasi nur noch Stäbchen auf der Netzhaut vorhanden sind. Dennoch lässt sich vermuten, dass die vergleichsweise helle Adaptationsleuchtdichte dafür sorgt, dass die Stäbchen nicht vollständig aktiv sind, sodass die Empfindlichkeit im kurzen Wellenlängenbereich unter der zu erwartenden  $V'(\lambda)$ -Kurve bleibt.

**Bedingung 8:**  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  und  $\theta = 20^\circ$

Für die letzte Bedingung wird die Adaptationsleuchtdichte bei  $\theta = 20^\circ$  auf  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  reduziert. Abbildung 5.8 zeigt die Ergebnisse. Es ist deutlich zu erkennen, dass die zu sehende ADS sehr gut über die  $V'(\lambda)$ -Kurve beschrieben werden kann. Kleinere Abweichungen sind nur im größeren Wellenlängenbereich zu erkennen. Die Abweichungen stammen aus einem geringen Beitrag des L-M-Opponentkanals. Diese Ergebnisse decken sich mit den bereits zuvor beschriebenen Erkenntnissen. Die Tatsache, dass in der Peripherie quasi nur noch Stäbchen vorhanden sind, erklärt die Abwesenheit der Maxima bei  $440 \text{ nm}$  (S-Zapfen) und  $600 \text{ nm}$  (L-M-Opponentkanal). Dies wird durch die geringe Leuchtdichte verstärkt, sodass die Auswirkungen der wenigen noch vorhandenen Zapfen schwächer ausfallen, als bei helleren Adaptationsleuchtdichten. Die Zapfen sind in diesem Bereich nicht mehr sensitiv genug, um eine primäre Rolle beim Detektionsprozess zu übernehmen. Im Gegensatz dazu werden die Stäbchen mit fallender Adaptationsleuchtdichte sensitiver, wodurch sie den Hauptbeitrag zum Detektionsprozess liefern.

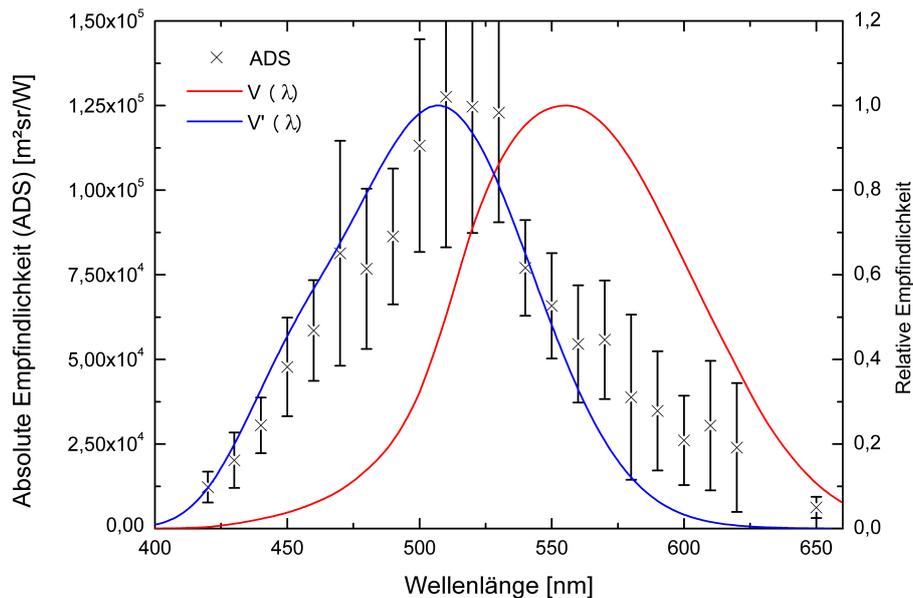


Abbildung 5.8: Absolute Empfindlichkeit für ein Objekt bei  $\theta = 20^\circ$  und  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ , die blaue die  $V'(\lambda)$ -Funktion dar. Beide sind mit der rechten Achse verknüpft.

## 5.2 Analyse der Daten bei Änderung der Hintergrundleuchtdichte

Für viele Anwendungen ist es wichtig zu wissen, wie sich die ADS bei verschiedenen Adaptationsleuchtdichten verändert. Aus diesem Grund zeigt Abbildung 5.9 das Verhältnis zwischen der ADS bei  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  und bei  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Bei der Betrachtung des Verhältnisses der ADS fällt auf, dass zwar die Leuchtdichte um den Faktor zehn verringert wurde, die ADS jedoch nicht um den gleichen Faktor steigt. Diese Tatsache ist konsistent mit der Nicht-Linearität des menschlichen visuellen Systems, welche in der Psychophysik wohl bekannt ist [48]. Dies ist gleichbedeutend mit der Folgerung, dass zwar die absolute Empfindlichkeit bei sinkender Adaptationsleuchtdichte zunimmt, die Kontrastempfindlichkeit jedoch abnimmt.

Weiterhin ist das Verhältnis der ADS nicht konstant über der Wellenlänge, was zeigt, dass sich der Verlauf der spektralen Empfindlichkeit bei variiertem Hintergrundleuchtdichte ändert. Dies hat zur Folge, dass ein konstanter Faktor für die Absenkung der Hintergrundleuchtdichte bei unterschiedlichen Farbreizen nicht verwendet werden kann.

Die gleiche Aussage kann auch über variiertem Detektionswinkel getroffen werden. Gerade im Bereich von 460 nm bis 520 nm ist das ADS-Verhältnis für variiertem Beobachtungswinkel stark unterschiedlich. Für foveales Sehen ist ein Faktor von fünf zwischen den ADS der beiden Leuchtdichten zu sehen, während bei  $\theta = 20^\circ$  ein Faktor von neun zu erkennen ist. Der Grund dafür liegt darin, dass die Rezeptorverteilung sich sehr stark mit der Exzentrizität auf der Netzhaut ändert.

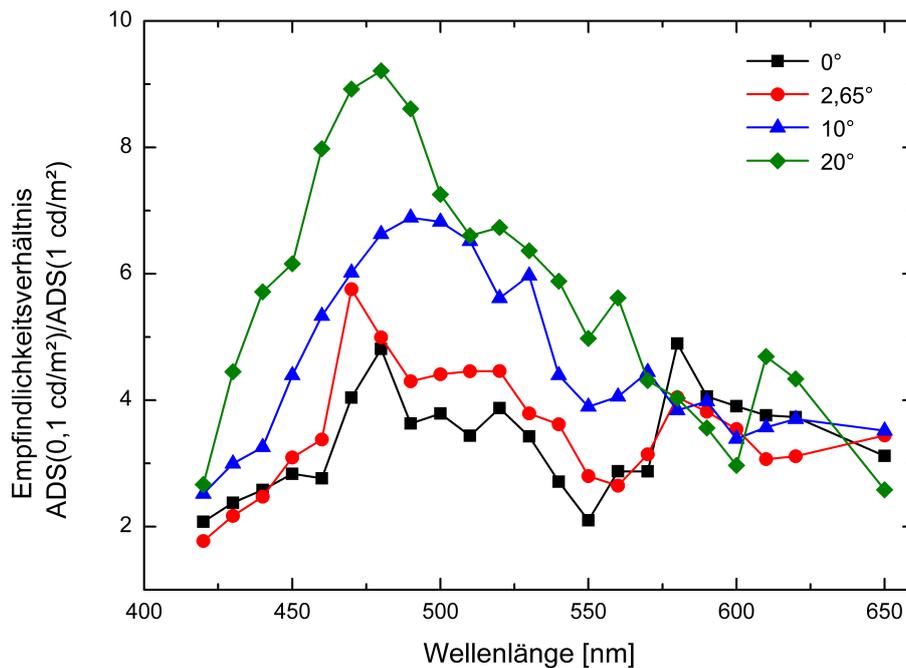


Abbildung 5.9: Verhältnis der ADS bei unterschiedlichen Hintergrundleuchtdichten für alle verwendeten Detektionswinkel

Vor Allem die Verteilung der Stäbchen spielt dabei eine große Rolle, da diese bei niedrigeren Adaptationsleuchtdichten aktiver sind. Dies führt zu höheren ADS-Werten im Bereich der Stäbchenempfindlichkeit (wie auch in Abbildung 5.9 zu sehen ist). Dieser Effekt verstärkt sich mit steigendem Beobachtungswinkel, da die Stäbchendichte ansteigt, was zu den beobachteten Resultaten führt.

### 5.3 Analyse der Daten bei Änderung des Winkels

Eine ähnliche Betrachtung, wie für die verschiedenen Leuchtdichten, kann auch für unterschiedliche Beobachtungswinkel durchgeführt werden. Für eine bessere Übersicht werden die beiden Adaptationsleuchtdichten separat betrachtet.

Leuchtdichte  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$

In Abbildung 5.10 ist das Verhältnis der ADS der unterschiedlichen Winkel zur ADS bei fovealer Betrachtung des Detektionsobjektes bei  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  dargestellt. Der prinzipielle Verlauf zeigt im Bereich kurzer Wellenlängen eine Zunahme der ADS bis zu einem Faktor von maximal 1,7. Die Zunahme liegt zum Teil an der Aktivität der S-Zapfen. Da die Fovea einen Bereich frei von S-Zapfen aufweist, ist die Dichte der S-Zapfen im Bereich um die Fovea, in welchem das Objekt abgebildet wird gering. Die Dichte an S-Zapfen im Bereich von 2,65° und 10° ist größer, was zu einer höheren ADS im Bereich um 440nm führt. Da die Dichte der S-Zapfen

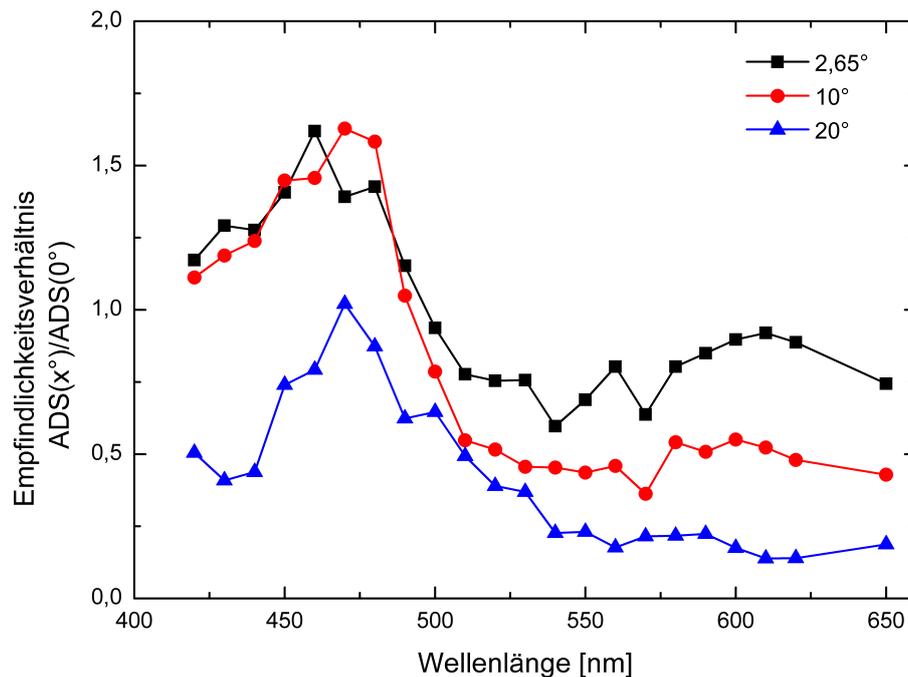


Abbildung 5.10: Verhältnis der ADS bei unterschiedlichen Beobachtungswinkeln zur fovealen ADS bei  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$

im Bereich von  $20^\circ$  jedoch wieder stark abfällt, liegt die ADS von  $20^\circ$  unterhalb der fovealen ADS. Ein weiterer Faktor kann die Zunahme der Stäbchendichte sein. Diese steigt mit größerem Beobachtungswinkel. Diese Annahme wird unterstützt, da das Verhältnis ab  $500 \text{ nm}$  unter den Wert 1 fällt. In diesem Zusammenhang mag die Betrachtung der blauen Kurve ( $20^\circ$ ) zunächst inkonsistent wirken. Da hier mehr Stäbchen vorhanden sind, sollte die ADS bei diesem Winkel im Bereich kurzer Wellenlängen am größten sein. Es ist jedoch zu beachten, dass bei der relativ hellen Leuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  alle Rezeptortypen zur Detektion beitragen, wobei im vorangegangenen Abschnitt erläutert wurde, dass die Stäbchen bei dieser Leuchtdichte noch nicht vollständig aktiv sind. Die zunehmende Stäbchendichte kann die stark abfallende Zapfendichte nicht kompensieren. Der Bereich großer Wellenlängen verhält sich wie erwartet, die ADS nimmt mit steigendem Winkel konstant ab. Dies ist auf die abnehmende Zapfendichte zurückzuführen.

Leuchtdichte  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$

Abbildung 5.11 zeigt das Verhältnis der ADS unter den verschiedenen Winkeln zur ADS bei fovealer Betrachtung des Detektionsobjektes bei  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Das Bild, das sich bietet, ist hier deutlich ausgeprägter als bei der zuvor betrachteten Leuchtdichte. Wie zu erwarten, ist die ADS im Bereich kurzer Wellenlänge für periphere Objekte höher, bis zu einem Faktor von 3. Die größere Ausprägung ist

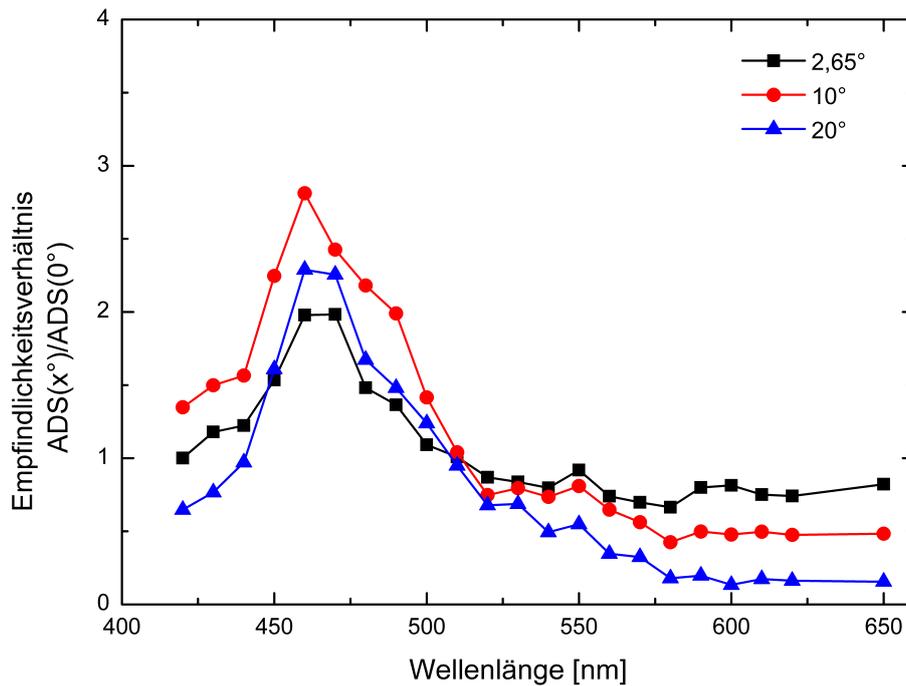


Abbildung 5.11: Verhältnis der ADS bei unterschiedlichen Beobachtungswinkeln zur fovealen ADS bei  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$

durch die stärkere Aktivität der Stäbchen zu erklären. Ab 510 nm fällt die ADS für größere Winkel, wie auch bei der vorher beschriebenen Leuchtdichte ab. Auch hier liegt der Grund dafür in der geringeren Zapfendichte in der Peripherie des Auges.

## 5.4 Vergleich mit CIE191:2010

Um die spektrale Empfindlichkeit im mesopischen Bereich zu definieren, ist 2010 die CIE191:2010 [42] erschienen. Zentrales Ziel dieser Empfehlung ist es, die Leistung des visuellen Systems im mesopischen Bereich zu beschreiben. Zu diesem Zweck enthält die Empfehlung einen Vorschlag zur Berechnung einer spektralen Empfindlichkeitsfunktion für den mesopischen Bereich. Da eine Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit im mesopischen Bereich auch ein Bestreben dieser Arbeit ist, sollen die gewonnenen Daten dazu verwendet werden, die von der CIE vorgeschlagene spektrale Empfindlichkeitsfunktion  $V_{\text{mes}}(\lambda)$  gemäß der in der CIE191:2010 vorgeschlagenen Art und Weise zu testen, und die Fragestellung zu beantworten, ob das System der CIE die Daten wiedergeben kann. Daher werden im Folgenden zunächst die Grundlagen des von der CIE vorgeschlagenen Systems vorgestellt und im Anschluss anhand der Daten überprüft.

## Grundlagen

Um die Beschreibung der Leistung des visuellen Systems im mesopischen Bereich zu ermöglichen, hat die CIE eine mesopische Leuchtdichte  $L_{\text{mes}}$  mit der dazugehörigen Kontrastmetrik  $c_{\text{mes}}$  eingeführt:

$$c_{\text{mes}} = \frac{L_{\text{mes,Objekt}} - L_{\text{mes,Umgebung}}}{L_{\text{mes,Umgebung}}} = \frac{\Delta L_{\text{mes}}}{L_{\text{mes,Umgebung}}} \quad (5.1)$$

Um eine konstante visuelle Leistung zu erreichen, sollte der Wert von  $c_{\text{mes}}$  konstant über alle Wellenlängen sein.

Um die mesopische Leuchtdichte  $L_{\text{mes}}$  zu bestimmen, wird eine gewichtete Summe der photopischen  $L_p$  und skotopischen Leuchtdichte  $L_s$  berechnet. Dadurch wird gewährleistet, dass die geforderte Abney-Hypothese über die Additivität [147, 148] erfüllt ist. Die Gewichtung der photopischen und skotopischen Leuchtdichte hängt dabei vom photopischen und skotopischen Level der Leuchtdichte und ab und berechnet sich iterativ nach

$$L_{\text{mes},n} = \frac{m_{n-1}L_p + (1 - m_{n-1})L_s \cdot \frac{683}{1699}}{m_{n-1} + (1 - m_{n-1}) \cdot \frac{683}{1699}}, \quad (5.2)$$

wobei  $m_n$  gegeben ist durch

$$m_n = 0,767 + 0,3334 \log_{10}(L_{\text{mes},n}) \quad (5.3)$$

und

$$0 \leq m_n \leq 1 \text{ and } m_0 = 0,5. \quad (5.4)$$

Diese Prozedur ist äquivalent zur Verwendung einer mesopischen spektralen Empfindlichkeitsfunktion

$$V_{\text{mes}}(\lambda) = m \cdot V(\lambda) + (1 - m) \cdot V'(\lambda). \quad (5.5)$$

Dabei ist zu beachten, dass die iterative Methode nur für die Berechnung der Hintergrundleuchtdichte gültig ist. Die mesopische Leuchtdichte des Detektionsobjektes muss über die mesopische Empfindlichkeitsfunktion aus Gleichung 5.5 berechnet werden. Dabei wird der finale Wert für den Mischungsfaktor  $m$  verwendet, welcher aus dem iterativen Prozess zur Berechnung der mesopischen Hintergrundleuchtdichte bestimmt wurde.

Um das System und die oben erwähnte Hypothese zu testen, hat die CIE weiterhin Testmethoden vorgeschlagen. Eine dieser Testmethoden besteht darin, den mesopischen Kontrast  $c_{\text{mes}}$  zu bestimmen. Die Hypothese besagt, dass für eine spezifische Kombination aus Umgebungsbedingung und Detektionswinkel der mesopische Kontrast, welcher nötig ist, um ein Objekt zu detektieren, konstant über alle Wellenlängen ist:

$$c_{\text{mes}} = \text{const. } \forall \lambda. \quad (5.6)$$

Mit dem vorgeschlagenen Test wird die Variation des mesopischen Kontrasts  $c_{\text{mes}}$  für unterschiedliche Wellenlängen überprüft. Je kleiner die Abweichungen sind, desto besser ist das getestete System geeignet, um die visuelle Leistungsfähigkeit des Menschen zu beschreiben.

### Test des CIE-Systems

Für die Daten bei den Beobachtungswinkeln von  $\theta = 2,65^\circ$  und  $\theta = 10^\circ$  ist ein Test bereits in [119] geschehen. Dabei konnte festgestellt werden, dass die qualitativen Tendenzen des in der CIE191:2010 vorgeschlagenen Systems durch die Daten zwar bestätigt wurden, der quantitative Vergleich jedoch zu Abweichungen führte. Für die verbleibenden Winkel  $\theta = 0^\circ$  und  $\theta = 20^\circ$  werden die Betrachtungen im Folgenden beschrieben.

Der berechnete Kontrast wird über alle Probanden gemittelt und über der Wel-

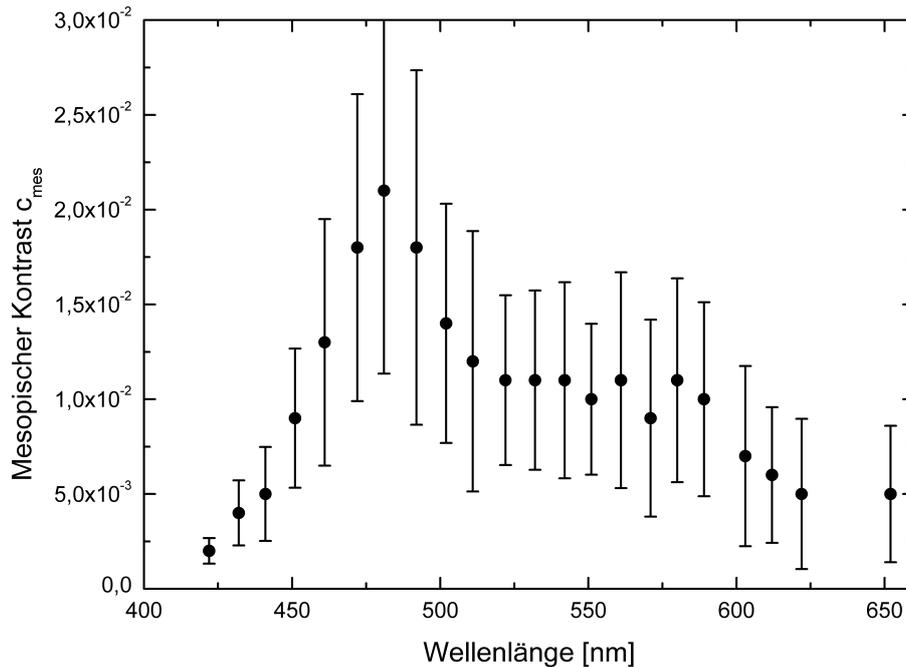


Abbildung 5.12: Berechneter Kontrast nach der CIE191:2010 für ein foveales Objekt bei  $1 \text{ cd/m}^2$  Adaptationsleuchtdichte. Die Fehlerbalken zeigen die einfache interpersonelle Standardabweichung.

lenlänge aufgetragen und ist in den Abbildungen 5.12 bis 5.16 zu sehen. Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung über die Probanden. Es ist deutlich zu sehen, dass das Kriterium der konstanten Sehleistung  $c_{mes} = const. \forall \lambda$  nicht erfüllt wird. Für eine genauere Betrachtung der Daten wurde zunächst angenommen, dass es keinen funktionalen Zusammenhang zwischen Wellenlänge und Kontrast gibt, dass alle Abweichungen rein statistisch auftreten. Es ist deutlich zu sehen, dass dies zwar nicht der Fall ist, die Annahme bietet aber die beste Grundlage, falls das CIE-Modell die Daten beschreiben soll. Für die weitere Auswertung wurde der Mittelwert und die Standardabweichung des Kontrasts für jeden Probanden gebildet. Die mittlere Standardabweichung betrug 56% in einem Bereich von minimal 22% und maximal 98%. Diese Daten zeigen, dass entweder das von der CIE vorgeschlagene Modell zur mesopischen spektralen Empfindlichkeitsfunktion oder die Annahme einer konstanten Sehleistung über die Wellenlänge nicht haltbar sind. Diese Folgerung wird von der Tatsache unterstützt, dass der Kontrast

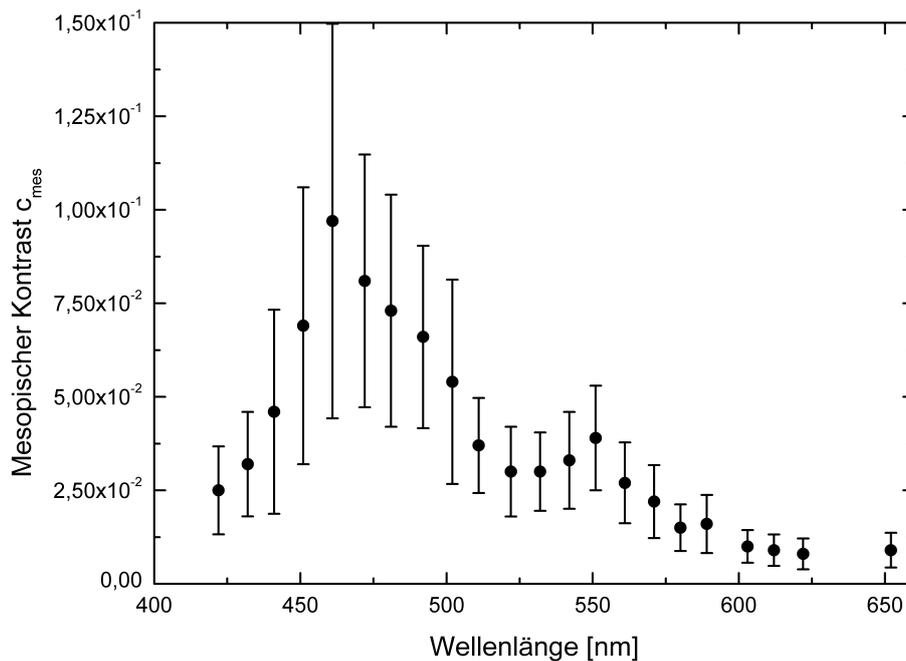


Abbildung 5.13: Berechneter Kontrast nach der CIE191:2010 für ein foveales Objekt bei  $0,1 \text{ cd/m}^2$  Adaptationsleuchtdichte. Die Fehlerbalken zeigen die einfache interpersonelle Standardabweichung.

$c_{mes}$  eine hohe Abhängigkeit von der Wellenlänge zeigt. Dies kann zum einen mit den Verläufen der Kurven, als auch einer statistischen Analyse (F-Test) bestätigt werden.

Abbildung 5.12 zeigt den Kontrast nach der Definition der CIE für ein foveales Detektionsobjekt und eine Hintergrundleuchtdichte von  $1 \text{ cd/m}^2$ , Abbildung 5.13 für eine Hintergrundleuchtdichte von  $0,1 \text{ cd/m}^2$ . Beide Verläufe der Kurven sehen sich relativ betrachtet sehr ähnlich und weisen einen höheren Schwellenkontrast im kurzwelligen Bereich auf. Dies resultiert daraus, dass die nach der CIE berechnete Empfindlichkeitsfunktion in diesem Bereich größer ist und oberhalb der Daten verläuft. Beispielhaft ist dies in Abbildung 5.14 dargestellt. Die restlichen Darstellungen der Daten und der zugehörigen Empfindlichkeitsfunktion nach der CIE sind in Anhang B.2 zu finden. Gleichzeitig führt eine zu geringe Bewertung durch die mesopische Empfindlichkeitsfunktion nach der CIE im Wellenlängenbereich um  $600 \text{ nm}$  zu einem Abfall des mesopischen Kontrasts in den Abbildungen 5.12 und 5.13. Eine Begründung kann darin liegen, dass die Methode der CIE auf einer Linearkombination von  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$  basiert, welche unabhängig vom Detektionswinkel ist. Dies führt bei einem fovealen Detektionswinkel dazu, dass auch die Stäbchenempfindlichkeit mit in die Bestimmung von  $V_{mes}(\lambda)$  eingeht, obwohl in der Fovea keine Stäbchen vorhanden sind. Dies resultiert in einer höheren Empfindlichkeitsfunktion im kurzen Wellenlängenbereich, wie sie in Abbildung 5.14 zu sehen ist. Abbildung 5.15 und 5.16 zeigen ein umgekehrtes Verhalten. Für einen Detektionswinkel von  $\theta = 20^\circ$  ist ein höherer Kontrast im roten Wellenlängenbereich nötig. Vergleicht man die Daten mit den spektralen Empfindlichkeitsfunktio-

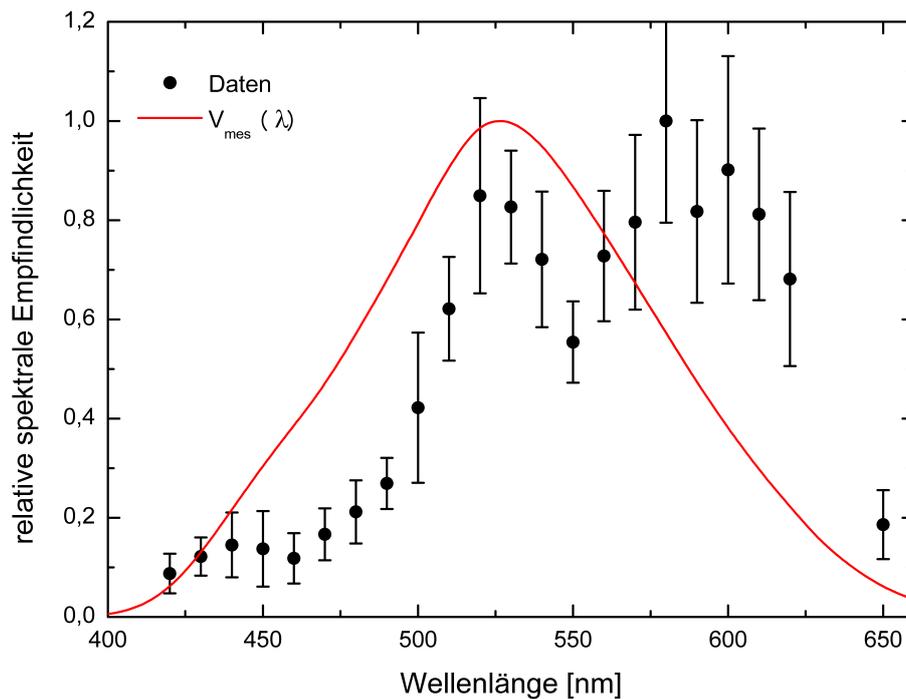


Abbildung 5.14: Darstellung der Daten und der berechneten Empfindlichkeitsfunktion nach der CIE191 für ein foveales Objekt bei  $0,1 \text{ cd/m}^2$  Adaptationsleuchtdichte. Die Fehlerbalken zeigen die einfache interpersonelle Standardabweichung. Der berechnete Mischfaktor für  $V_{\text{mes}}(\lambda)$  beträgt  $m = 0,4$ .

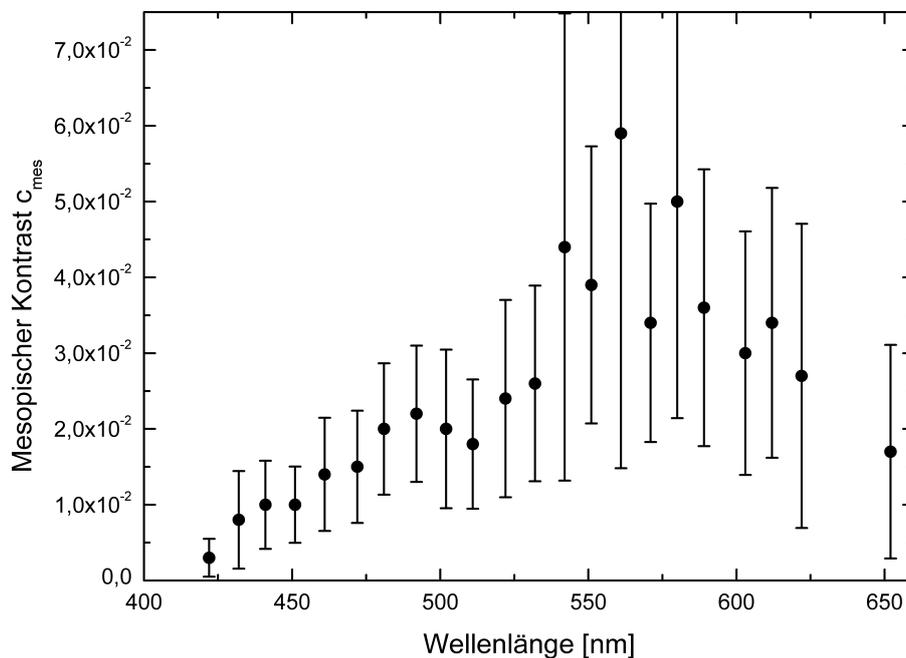


Abbildung 5.15: Berechneter Kontrast nach der CIE191 für ein Objekt bei  $\theta = 20^\circ$  und  $1 \text{ cd/m}^2$  Adaptationsleuchtdichte. Die Fehlerbalken zeigen die einfache interpersonelle Standardabweichung.

nen für den mesopischen Bereich, welche nach der CIE191:2010 bestimmt wurden, ist festzustellen, dass in diesem Bereich die Empfindlichkeitsfunktion größer ist, was zu dem beschriebenen höheren Kontrast führt. Die Begründung ist hier

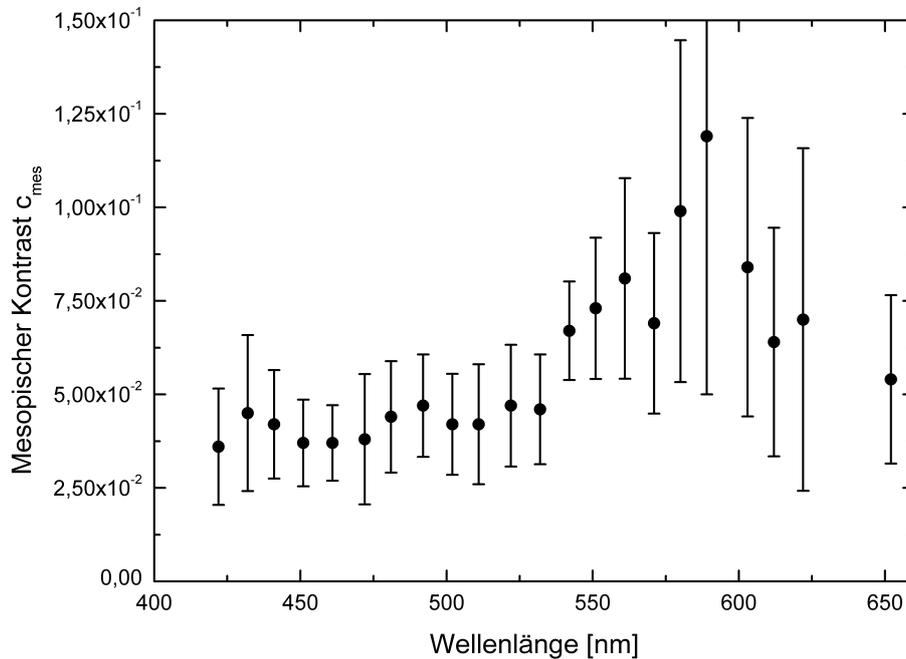


Abbildung 5.16: Berechneter Kontrast nach der CIE191 für ein Objekt bei  $\theta = 20^\circ$  und  $0,1 \text{ cd/m}^2$  Adaptationsleuchtdichte. Die Fehlerbalken zeigen die einfache interpersonelle Standardabweichung.

identisch zu der bei fovealem Detektionsobjekt. Durch die winkelunabhängige Linearkombination von  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$  kommt es zu einer Empfindlichkeitsfunktion, welche nicht auf der realen Rezeptorverteilung beruht. Bei einer Exzentrizität von  $\theta = 20^\circ$  ist die Rezeptorverteilung nun umgekehrt: während bei fovealem Detektionsobjekt keine (oder kaum) Stäbchen vorhanden sind, welche zur Detektion beitragen können, sind hier quasi keine Zapfen mehr vorhanden. Der in dem Modell hohe Beitrag der  $V(\lambda)$ -Funktion zur mesopischen Empfindlichkeitsfunktion führt daher im längeren Wellenlängenbereich zu einem höheren berechneten Schwellenkontrast. Wann immer die spektrale Empfindlichkeitsfunktion  $V_{mes}(\lambda)$  nicht mit den Daten übereinstimmt, kommt es zu einem entsprechenden Verhalten des mesopischen Kontrasts  $c_{mes}$ . Eine größere  $V_{mes}(\lambda)$  führt zu einem größeren  $c_{mes}$  und umgekehrt.

Diese Analyse zeigt, dass die Schwäche des von der CIE vorgeschlagenen Systems darin besteht, dass die mesopische Empfindlichkeitsfunktion unabhängig vom Detektionswinkel und ohne Berücksichtigung der Opponentkanäle berechnet wird, und somit zu Abweichungen im Vergleich zur realen Empfindlichkeit führt. Ein funktionierendes Modell für das mesopische Sehen muss folglich eine Abhängigkeit vom Winkel aufweisen, sich entsprechend der Rezeptorverteilung ändern, sowie die chromatischen Kanäle berücksichtigen.

## 5.5 Spektrale Empfindlichkeitsfunktion

In diesem Abschnitt wird eine spektrale Empfindlichkeitsfunktion für das mesopische Sehen vorgeschlagen. Die Anforderungen an eine solche Empfindlichkeitsfunktion wurden durch die bisherigen Ergebnisse bereits teilweise festgelegt. Der Vergleich mit dem Modell der CIE (Abschnitt 5.4) hat gezeigt, dass die gesuchte Funktion nicht unabhängig vom Detektionswinkel sein kann. Dies bedeutet, dass entweder eine Funktion mit einer Winkelabhängigkeit, oder aber eine unabhängige Funktion für jede Sehbedingung erstellt werden muss. Außerdem haben die Ergebnisse gezeigt, dass eine einfache Kombination von  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$  nicht ausreicht, da die Daten mehrere Maxima aufweisen. Weiterhin ändert sich die Empfindlichkeitsfunktion mit der Hintergrundleuchtdichte. Die Betrachtung der Phänomenologie führt zu der vernünftigen Anforderung, dass die einzelnen Rezeptoren und chromatischen Kanäle vertreten sein sollten, und die Empfindlichkeitsfunktion sich der Rezeptorverteilung entsprechend ändert. Diese Anforderungen führen zu dem im Folgenden beschriebenen mathematischen Modell für die spektrale Empfindlichkeitsfunktion im mesopischen Bereich.

### 5.5.1 Mathematisches Modell

Das mathematische Modell zur Beschreibung der spektralen Empfindlichkeit im mesopischen Bereich soll die zuvor genannten Anforderungen erfüllen. Dafür müssen vernünftige Basisfunktionen für das Modell gefunden und verknüpft werden. Als Basisfunktionen sollen unter anderem  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$  verwendet werden. Da sie die Grenzfälle darstellen, ist dies eine vernünftige Annahme. Bei sehr hellem Hintergrund (photopisches Sehen) ist die  $V(\lambda)$ -Funktion maßgeblich für die Wahrnehmung, während bei sehr dunklem Hintergrund (skotopisches Sehen) die  $V'(\lambda)$ -Funktion zutreffend ist. Die Verwendung der beiden Basisfunktionen entspricht auch der Anforderung, dass die spektrale Empfindlichkeitsfunktion auf den Rezeptortypen aufbaut, da  $V(\lambda)$  eine Kombination aus der Empfindlichkeit der L- und M-Zapfen und  $V'(\lambda)$  die Empfindlichkeit der Stäbchen repräsentiert. Als weitere Basisfunktion wird die Empfindlichkeit der S-Zapfen herangezogen. Um das Maximum bei 600 nm abzudecken (siehe z.B. Abbildung 5.2), wird außerdem der spektrale Verlauf des L-M-Opponentkanals verwendet. Um einen Überlapp mit den anderen Basisfunktionen zu minimieren, wird allerdings nur der positive Ast der Kurve übernommen, der negative Ast wird = 0 gesetzt. Diese Basisfunktion ist somit definiert durch

$$\langle L - M \rangle = \begin{cases} 0, & \text{für } L - M < 0 \\ L - M, & \text{für } L - M \geq 0 \end{cases} \quad (5.7)$$

Die Basisfunktionen sind in Abbildung 5.17 dargestellt. Es ist wichtig darauf hinzuweisen, dass die verwendeten Basisfunktionen nicht identisch mit den retinalen oder post-retinalen Mechanismen sind. Sie sollen diese lediglich in einem mathematischen Modell vertreten.

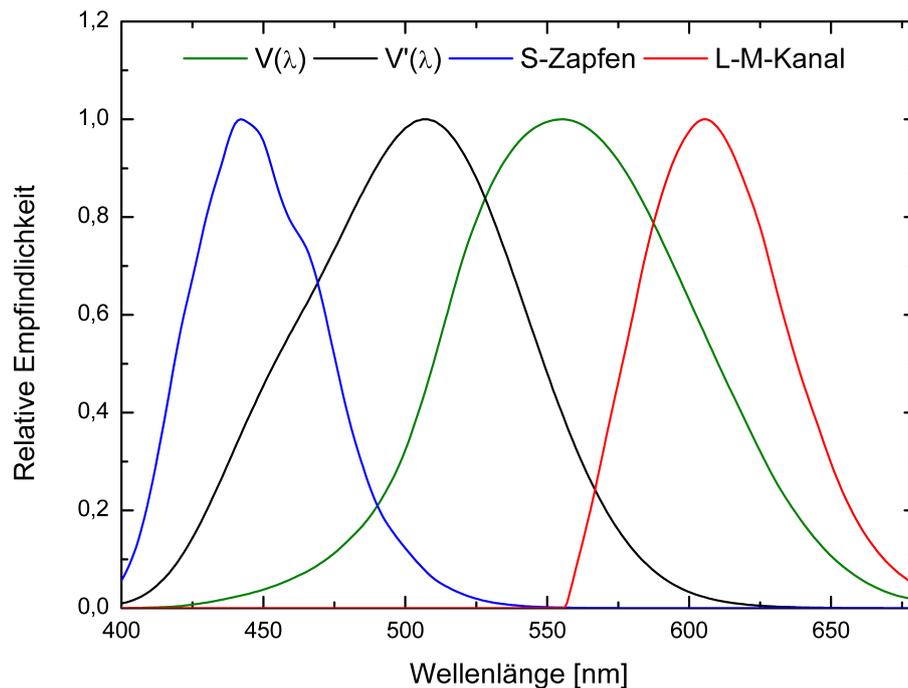


Abbildung 5.17: Basisfunktionen für das mathematische Modell

Zur besseren Verwendung in diesem Modell sind Vereinfachungen getroffen worden. Um beispielsweise den spektralen Überlapp zwischen den Funktionen zu minimieren, wurde die oben definierte Diodenfunktion anstelle des vollständigen L-M-Kanals verwendet. Ebenso wurde die Empfindlichkeit der S-Zapfen alleine, anstelle des chromatischen S-(L+M)-Kanals verwendet.

Um die Basisfunktionen miteinander zu verknüpfen, wurde eine Linearkombination gewählt. Dies ist die einfachste Kombination der Funktionen. Die Daten liefern keinen vernünftigen Grund, welcher gegen eine solche Kombination spricht. Das vorgeschlagene Modell für die mesopische spektrale Empfindlichkeitsfunktion ergibt sich damit zu

$$V_{\text{mes}}(\lambda) = a \cdot V(\lambda) + b \cdot V'(\lambda) + c \cdot S(\lambda) + d \cdot \langle L - M \rangle(\lambda), \quad (5.8)$$

wobei  $a, b, c$  und  $d$  die Koeffizienten der Kombination sind. Um die Änderung der spektralen Empfindlichkeit anhand des Beitrags einzelner retinaler Mechanismen zu verstehen, werden die Koeffizienten für jede Sehbedingung separat bestimmt. Folglich wird ein Satz von Parametern für jede der acht getesteten Sehbedingungen erzeugt. Die Koeffizienten werden bestimmt, indem Gleichung 5.8 an die Daten für die ADS angepasst wird. Die Anpassung erfolgt über die Methode der kleinsten quadratischen Abweichung, mit der Bedingung, dass alle Koeffizienten  $a_{i,j}, b_{i,j}, c_{i,j}, d_{i,j} \geq 0$  sind. Diese Anpassung wird für jede Sehbedingung  $j$  und jeden Probanden  $i$  einzeln durchgeführt. Die so für jeden Probanden gewonnene Empfindlichkeitsfunktion  $V_{\text{mes},i,j}(\lambda)$  wird anschließend normiert. Um die Empfindlichkeitsfunktion aller Probanden zu ermitteln, wird für jede Sehbedingung der

Mittelwert aller Koeffizienten  $\bar{a}_j, \bar{b}_j, \bar{c}_j, \bar{d}_j$  der normierten Funktion über alle Probanden gebildet. Da die nun erhaltene Empfindlichkeitsfunktion o.B.d.A. nicht  $\leq 1$  ist, muss diese erneut normiert werden. Wenn im Folgenden von Fitkoeffizienten die Rede ist, bezieht sich dies, wenn nicht explizit anders erwähnt, immer auf die finalen Koeffizienten, welche nach der letzten Normierung entstehen.

### 5.5.2 Experimentelle Analyse des Modells

Das mathematische Modell für die spektrale Empfindlichkeitsfunktion im mesopischen Bereich wurde für jede Sehbedingung angepasst und analysiert. Im folgenden Abschnitt sind die Ergebnisse der Anpassung beschrieben.

Um die Güte der Anpassung zu bestimmen, wurden zusätzlich zur mittleren Empfindlichkeitsfunktion auch die obere und untere Grenze der Anpassung visualisiert. Für diese Visualisierung der Grenzen wurde eine weitere Empfindlichkeitsfunktion für die Fitkoeffizienten und deren Standardabweichungen  $a, b, c, d \pm \text{STD}$  gebildet. Die daraus gewonnenen Funktionen wurden nicht normiert. Zusätzlich wurden die kleinsten Quadrate, sowie die Residuen der Anpassungen bestimmt. Die bestimmten Empfindlichkeitsfunktionen sind in den Abbildungen 5.18 bis 5.25 zu sehen. Zur besseren Visualisierung wurden die Daten der ADS normiert. Die Feh-

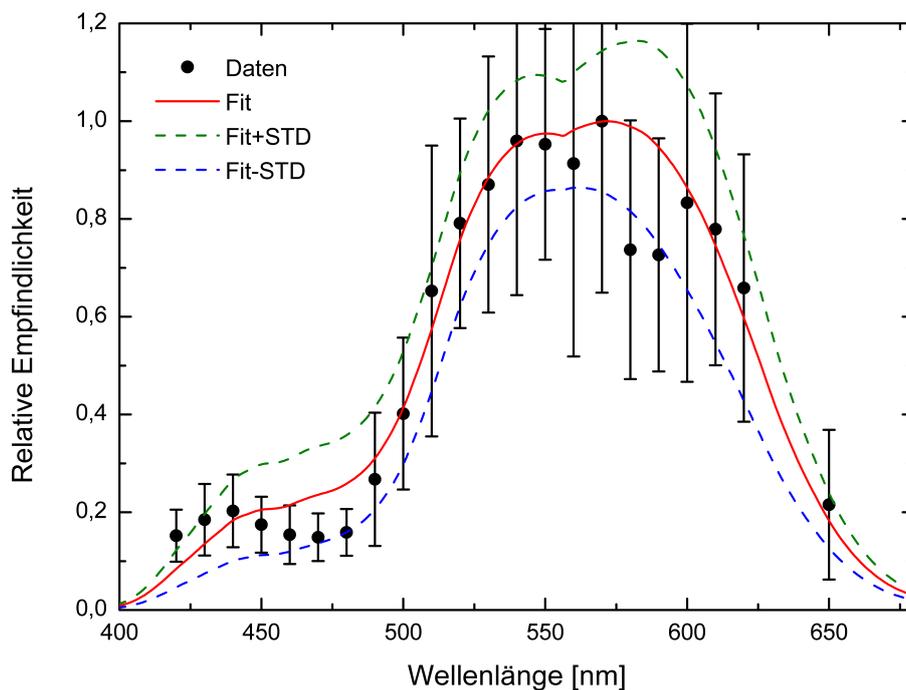


Abbildung 5.18: Mittlere relative Detektionsempfindlichkeit an der Schwelle für alle Probanden für  $\theta = 0^\circ$  und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die Koeffizienten haben die Werte  $a = 0,932$ ,  $b = 0,098$ ,  $c = 0,131$ , und  $d = 0,280$ .

lerbalken geben die interpersonelle Standardabweichung der Daten an.

Abbildung 5.18 zeigt das angepasste Modell (rote Kurve), sowie die Daten

(schwarze Punkte und Fehlerbalken) für  $1 \text{ cd/m}^2$  und einem fovealen Detektionsobjekt. Die blaue bzw. grüne gestrichelte Kurve zeigen jeweils das Modell mit den Parametern  $a, b, c, d \pm \text{STD}$ . Die nach Gleichung 5.8 bestimmten Koeffizienten betragen  $a = 0,932$ ,  $b = 0,098$ ,  $c = 0,131$ , und  $d = 0,280$ . Es ist deutlich zu sehen, dass das angepasste Modell die Daten sehr gut repräsentiert, da fast alle Datenpunkte innerhalb der Standardabweichung der Anpassung liegen. Ebenso wird das Auftreten mehrerer Maxima in den Daten vom Modell wiedergegeben. Das Maximum bei  $440 \text{ nm}$  kann eindeutig der Empfindlichkeit der S-Zapfen zugeordnet werden, wohingegen das Maximum im längeren Wellenlängenbereich vom L-M-Opponentkanal verursacht wird. Wie bei diesen Sehbedingungen zu erwarten ist, hat  $V(\lambda)$  den größten Einfluss auf die Detektion, was daran zu erkennen ist, dass der Koeffizient  $a$  dominant ist. Die Stäbchen hingegen sind in der Fovea kaum vertreten, und bei den relativ hellen Umgebungsbedingungen noch nicht vollständig aktiv, was in einem sehr geringen Beitrag der  $V'(\lambda)$ -Funktion (Koeffizient  $b$ ) resultiert. Auch die S-Zapfen haben einen geringen Einfluss auf die Detektion, da in der Fovea ein von S-Zapfen freier Bereich existiert. Der geringe Wert von  $d$  impliziert außerdem, dass die Detektion größtenteils vom Helligkeitskanal und nicht vom chromatischen Kanal erreicht wird.

Bei Betrachtung von Abbildung 5.19 ist zu erkennen, dass sich die Detektion

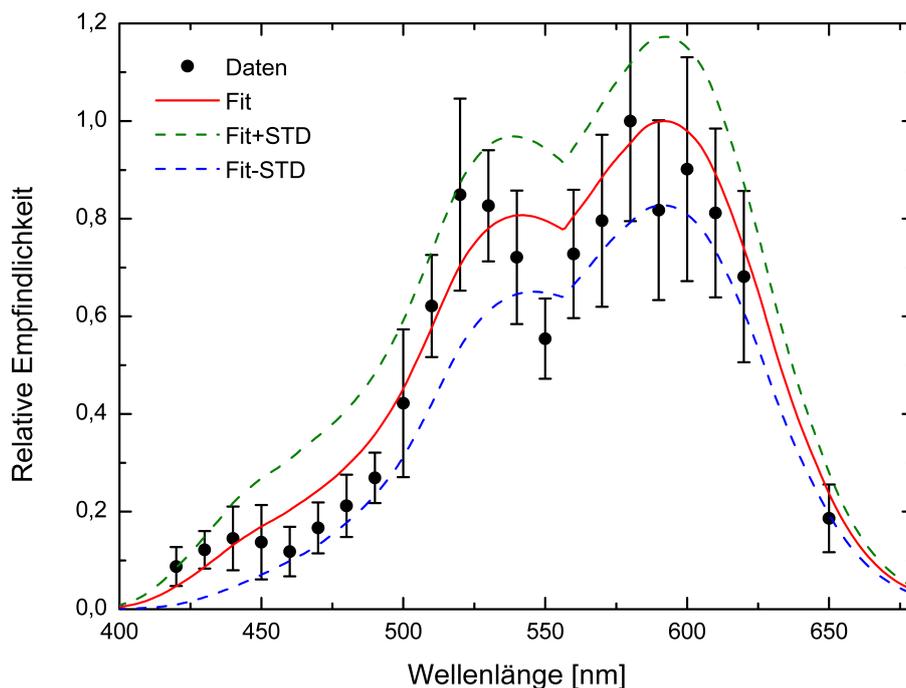


Abbildung 5.19: Mittlere relative Detektionsempfindlichkeit an der Schwelle für alle Probanden für  $\theta = 0^\circ$  und  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Koeffizienten haben die Werte  $a = 0,690$ ,  $b = 0,228$ ,  $c = 0,041$ , und  $d = 0,550$ .

bei dunkleren Adaptationszuständen verändert. Der Helligkeitskanal  $V(\lambda)$  verliert deutlich an Beitrag zur Detektion, obwohl er noch immer den größten Wert mit  $a = 0,690$  besitzt. Die niedrigere Leuchtdichte führt allerdings dazu, dass sowohl

der Stäbchen-Kanal  $V'(\lambda)$  als auch der chromatische Kanal L-M ihren Einfluss annähernd verdoppeln ( $b = 0,228$  und  $d = 0,550$ ). Weiterhin ist zu sehen, dass der Einfluss der S-Zapfen mit einem Wert von  $c = 0,041$  fast verschwindet. Dies impliziert, dass die S-Zapfen bei derart geringen Adaptationszuständen (fast) nicht mehr aktiv sind, was auch beim Vergleich der Daten auffällt, da das lokale Maximum bei 440nm hier viel schwächer ausgeprägt ist. Auch hier liegen fast alle Datenpunkte innerhalb der Standardabweichung der Anpassung, was für eine gute Repräsentation des Modells spricht.

Abbildung 5.20 zeigt das Modell für  $\theta = 2,65^\circ$  und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Beim Vergleich

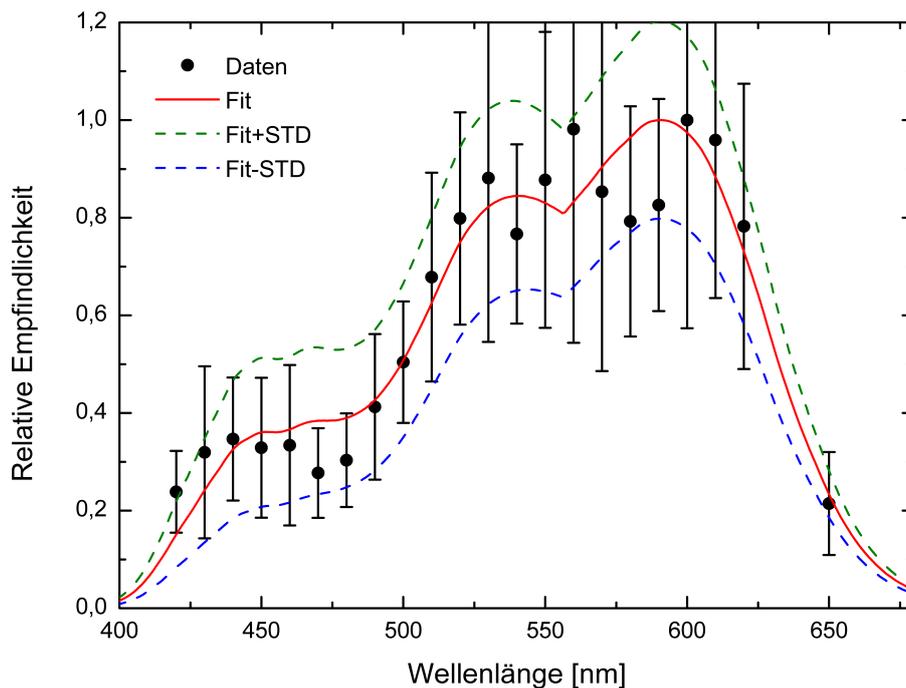


Abbildung 5.20: Mittlere relative Detektionsempfindlichkeit an der Schwelle für alle Probanden für  $\theta = 2,65^\circ$  und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die Koeffizienten haben die Werte  $a = 0,711$ ,  $b = 0,255$ ,  $c = 0,228$ , und  $d = 0,531$ .

dieser Sehbedingung mit dem fovealen Sehen, fällt auf, dass der Beitrag der S-Zapfen zur Detektion deutlich gestiegen ist ( $c = 0,228$ ). Dies liegt daran, dass bei  $2,65^\circ$  mehr S-Zapfen vorhanden sind, die somit zur Detektionsempfindlichkeit beitragen können. Das gleiche Argument ist auch bei den Stäbchen anwendbar, hier beträgt der Fitkoeffizient  $b = 0,255$ . Der Fitkoeffizient für den Helligkeitskanal hingegen ist auf  $a = 0,711$  gefallen. Dass die Zapfen jedoch weiterhin aktiv sind, ist an dem gestiegenen Beitrag des chromatischen Kanals mit  $d = 0,531$  zu sehen. Der größere Beitrag zur Detektion kann daran liegen, dass es sich beim chromatischen Kanal um einen subtraktiven Kanal handelt, welcher weniger empfindlich auf Änderungen reagiert.

Wird auch für den Detektionswinkel von  $2,65^\circ$  die Hintergrundleuchtdichte reduziert ergibt sich das Bild in Abbildung 5.21. Hier sind einige Parallelen zur fovealen Sehbedingung zu erkennen. Der Fitkoeffizient für den Beitrag der S-

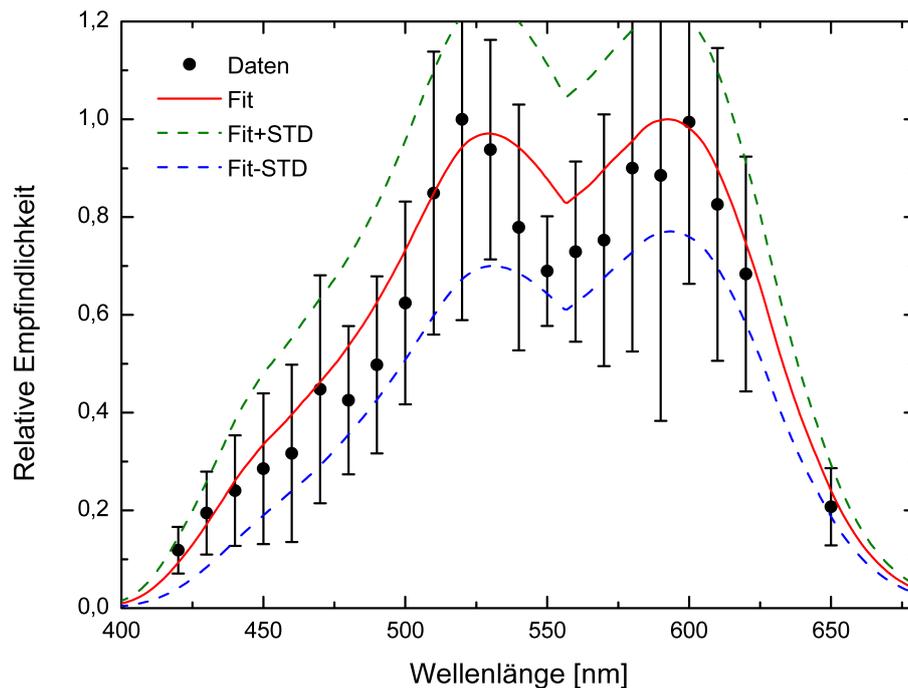


Abbildung 5.21: Mittlere relative Detektionsempfindlichkeit an der Schwelle für alle Probanden für  $\theta = 2,65^\circ$  und  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Koeffizienten haben die Werte  $a = 0,626$ ,  $b = 0,531$ ,  $c = 0,073$ , und  $d = 0,584$ .

Zapfen verschwindet auch hier mit  $c = 0,073$ , was bestätigt, dass die S-Zapfen bei geringen Leuchtdichten nicht mehr aktiv sind. Weiterhin ist auch bei  $2,65^\circ$  Betrachtungswinkel zu sehen, dass der Beitrag der Stäbchen um den Faktor 2,08 auf  $b = 0,531$  steigt. Damit haben die Stäbchen einen ähnlich großen Beitrag zur Detektion wie die  $V(\lambda)$ -Kurve mit  $a = 0,626$ . Auch der chromatische Kanal hat weiterhin einen großen Einfluss auf die Detektion. Eine leichte Erhöhung des Koeffizienten um den Faktor 1,1 auf  $d = 0,584$  ist feststellbar.

Für größere Exzentrizitäten ( $\theta = 10^\circ$ ) zeigt Abbildung 5.22 das Modell und die Daten für  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die angepassten Koeffizienten ergeben sich zu  $a = 0,724$ ,  $b = 0,436$ ,  $c = 0,394$ , und  $d = 0,503$ . Damit wird deutlich, dass bei steigender Exzentrizität der Beitrag der Stäbchen zur Detektion immer größer wird. Dies ist anhand der Rezeptorverteilung auf der Netzhaut auch nachzuvollziehen. Für diese Bedingung steigt außerdem der Beitrag der S-Zapfen, sodass eine höhere relative Empfindlichkeit im kurzen Wellenlängenbereich festzustellen ist. Bei dieser Sehbedingung ist zu sehen, dass alle angenommenen Kanäle einen ähnlichen Beitrag liefern. Dies liegt zum einen daran, dass bei  $\theta = 10^\circ$  sowohl alle Rezeptortypen vorhanden, als auch bei  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  aktiv sind. Dies führt auch hier wieder zu einem Verlauf der spektralen Empfindlichkeit, welcher mehrere lokale Maxima aufweist, was gut vom verwendeten Modell wiedergegeben wird, da alle Datenpunkte innerhalb der Standardabweichung der Anpassung liegen.

Eine Verringerung der Hintergrundleuchtdichte führt zu den bereits beobachteten Veränderungen in den Fitkoeffizienten. So sinkt der Beitrag der  $V(\lambda)$ -Kurve auf

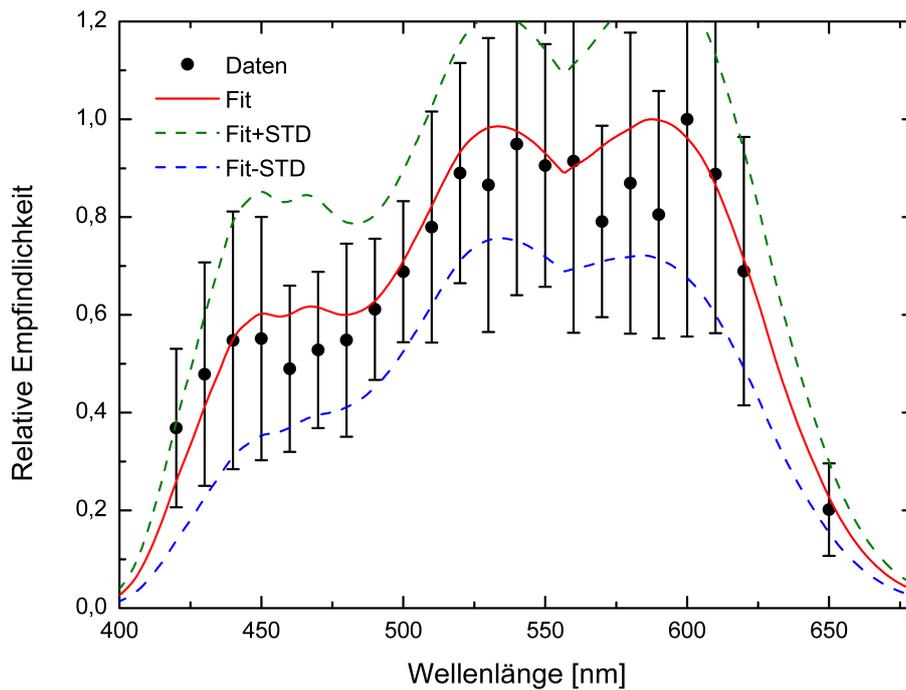


Abbildung 5.22: Mittlere relative Detektionsempfindlichkeit an der Schwelle für alle Probanden für  $\theta = 10^\circ$  und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die Koeffizienten haben die Werte  $a = 0,724$ ,  $b = 0,436$ ,  $c = 0,394$ , und  $d = 0,503$ .

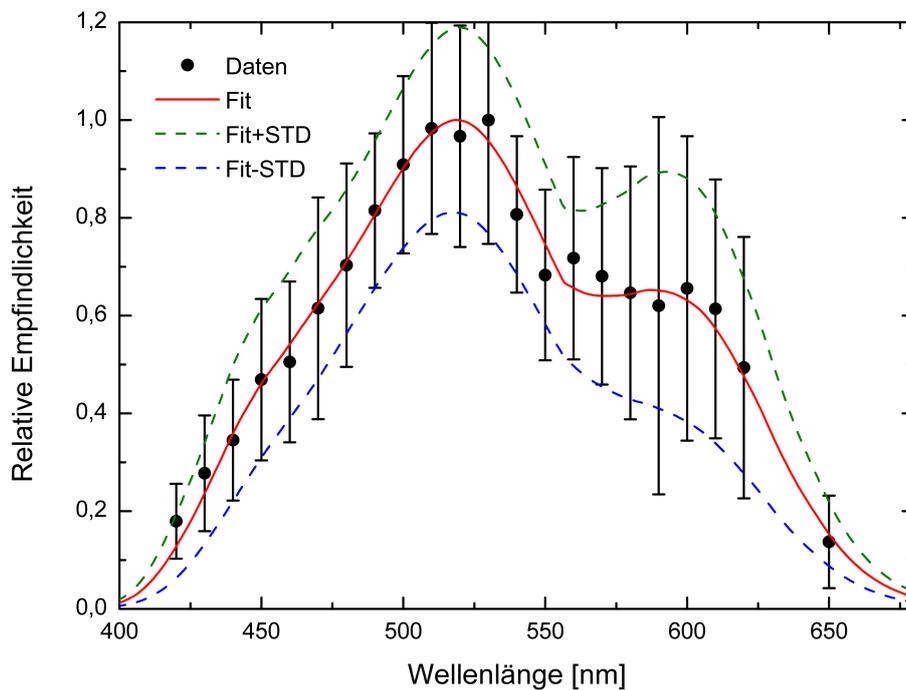


Abbildung 5.23: Mittlere relative Detektionsempfindlichkeit an der Schwelle für alle Probanden für  $\theta = 10^\circ$  und  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Koeffizienten haben die Werte  $a = 0,370$ ,  $b = 0,785$ ,  $c = 0,094$ , und  $d = 0,381$ .

$a = 0,370$ , wohingegen die Stäbchen den Hauptbeitrag zur Detektion leisten. Deren Koeffizient steigt auf  $b = 0,785$ . Dies zeigen auch die Daten, da das Maximum der Empfindlichkeit zu kleineren Wellenlängen bei etwa 520 nm wandert. Anhand der Daten ist quasi kein Beitrag der S-Zapfen mehr zu erkennen, der Koeffizient nimmt einen verschwindend kleinen Wert von  $c = 0,094$  an. Es ist zu erkennen, dass bei sinkender Hintergrundleuchtdichte auch der Beitrag des chromatischen Kanals sinkt ( $d = 0,381$ ). Der Grund dafür kann die deutlich höhere Anzahl an Stäbchen sein. Da es sich bei den Fitkoeffizienten nur um relative Beiträge handelt, führt eine deutliche Erhöhung des einen Koeffizienten folglich zu einer Verringerung der anderen. Dass die Werte dennoch realistisch sind, sieht man daran, dass trotz der Verringerung des Koeffizienten  $d$ , dieser weniger stark abnimmt, als der Koeffizient  $a$  der  $V(\lambda)$ -Funktion, was bei allen anderen Beobachtungswinkeln auch der Fall war.

Die Sehbedingung der extremen Peripherie ist in Abbildung 5.24 für die hellere

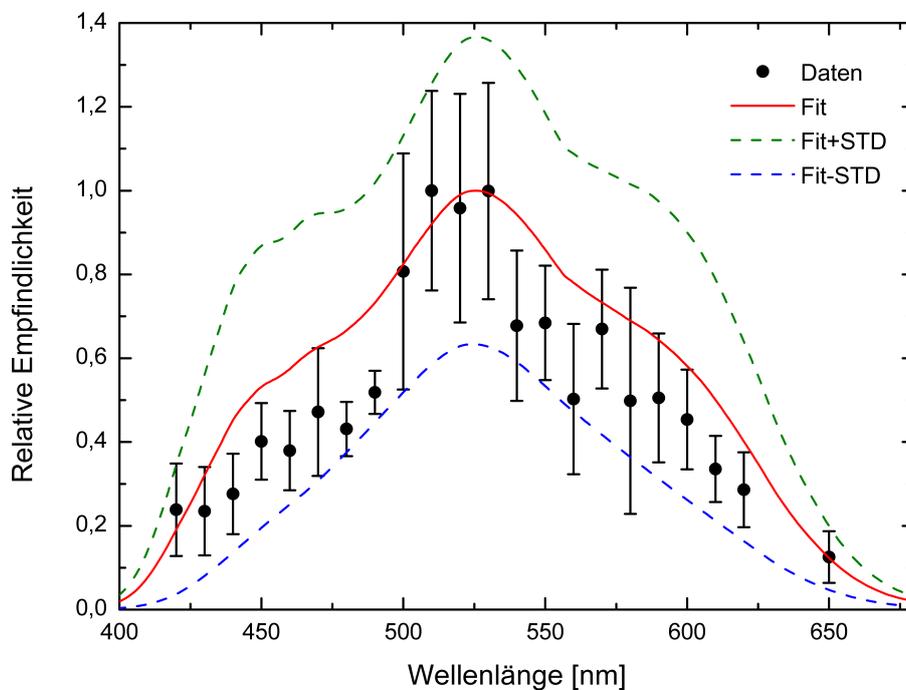


Abbildung 5.24: Mittlere relative Detektionsempfindlichkeit an der Schwelle für alle Probanden für  $\theta = 20^\circ$  und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die Koeffizienten haben die Werte  $a = 0,560$ ,  $b = 0,626$ ,  $c = 0,236$ , und  $d = 0,212$ .

Hintergrundleuchtdichte zu sehen. In dieser Abbildung wird ein Unterschied zu den vorangegangenen Situationen deutlich. Die Standardabweichungen für diese Sehbedingung sind deutlich größer, was aus einer größeren interpersonellen Abweichung resultiert. Einer Nachfrage zufolge ist diese Sehbedingung die am schwersten zu beurteilende Situation gewesen, was zu einer großen intra- und interpersonellen Abweichung führt. Dennoch stellt das Modell eine akzeptable Repräsentation der spektralen Empfindlichkeit dar. Auf den ersten Blick mag dies kontraintuitiv sein, da die meisten Datenpunkte unterhalb der Kurve zu liegen

scheinen. Dies rührt jedoch lediglich aus der Normierung der Daten auf das Maximum bei 510 nm her. Bei der Annahme, dass die drei bis vier Datenpunkte um dieses lokale Maximum größer sind, also oberhalb der Modellkurve liegen, würde sich die Modellkurve nach unten verschieben, wodurch die anderen Datenpunkte wieder auf ihr liegen würden. Die Fitkoeffizienten ergeben sich zu  $a = 0,560$ ,  $b = 0,626$ ,  $c = 0,236$ , und  $d = 0,212$ . Die Werte der Parameter sind hierbei wenig überraschend, da die Stäbchen den größten Teil der vorhandenen Rezeptoren in diesem Bereich ausmachen. Durch die relativ hohe Leuchtdichte jedoch sind diese noch nicht vollständig aktiv und die noch vorhandenen Zapfen tragen weiterhin zur Detektion bei.

Diese Tatsache ändert sich bei Betrachtung der letzten Sehbedingung  $\theta = 20^\circ$  und

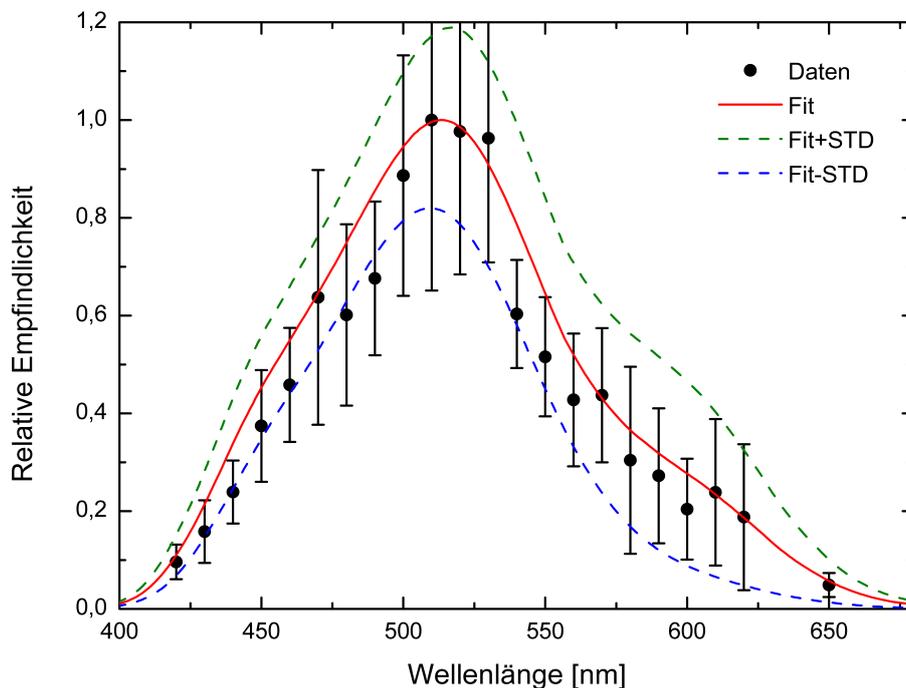


Abbildung 5.25: Mittlere relative Detektionsempfindlichkeit an der Schwelle für alle Probanden für  $\theta = 20^\circ$  und  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Koeffizienten haben die Werte  $a = 0,221$ ,  $b = 0,885$ ,  $c = 0,047$ , und  $d = 0,111$ .

$L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  in Abbildung 5.25. Der Beitrag der Stäbchen hat mit  $b = 0,885$  nun deutlich den größten Anteil an der Detektion, während der Beitrag der  $V(\lambda)$ -Funktion mit  $a = 0,221$  deutlich an Bedeutung verliert. Auch der Beitrag der S-Zapfen ( $c = 0,047$ ) und des L-M-Opponentkanals ( $d = 0,111$ ) verschwindet, sodass die Stäbchen fast vollständig für die Detektion verantwortlich sind. Grund dafür ist, dass die Stäbchen bei geringeren Leuchtdichten aktiver werden, wohingegen die Zapfen an Aktivität einbüßen.

Beim Vergleich aller experimenteller Bedingungen, siehe Tabelle 5.1, kann festgestellt werden, dass sich die ermittelten Fitkoeffizienten konsistent gegenüber Veränderungen der Hintergrundleuchtdichte verhalten, was für die Qualität des Mo-

dells spricht. Weiterhin kann gezeigt werden, dass alle Daten und relativen Verläufe adäquat vom verwendeten Modell wiedergegeben werden können, da sowohl der prinzipielle Verlauf der Daten übereinstimmt, als auch die meisten Datenpunkte innerhalb der Standardabweichung der Anpassung liegen. Mit Ausnahme der  $2^\circ$ ,  $1 \text{ cd/m}^2$ -Situation sind die berechneten Grenzen der angepassten Modellfunktion geringer als die Standardabweichung der Daten, was ebenfalls für die Güte der Anpassung spricht. Eine Zusammenfassung aller Fitkoeffizienten ist in Tabelle 5.1 dargestellt. Die Güte der Anpassungen wird außerdem durch die Summe der

Tabelle 5.1: Übersicht über die ermittelten Fitkoeffizienten, sowie die Güte der Anpassung. Als Gütekriterium wurde die Summe der quadratischen Abweichung SLS (Sum of least squares) und das Residuum gebildet und durch die Anzahl der Stützstellen geteilt.

Beobachtungs- bedingung	Fitkoeffizient				Gütekriterium	
	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>d</i>	SLS/ <i>N</i>	Residuum/ <i>N</i>
$0^\circ - 1 \text{ cd/m}^2$	0,932	0,098	0,131	0,280	0,020	-0,025
$0^\circ - 0,1 \text{ cd/m}^2$	0,690	0,228	0,041	0,550	0,035	-0,044
$2,65^\circ - 1 \text{ cd/m}^2$	0,711	0,255	0,228	0,531	0,025	-0,003
$2,65^\circ - 0,1 \text{ cd/m}^2$	0,626	0,531	0,073	0,584	0,038	-0,062
$10^\circ - 1 \text{ cd/m}^2$	0,724	0,436	0,394	0,503	0,024	-0,039
$10^\circ - 0,1 \text{ cd/m}^2$	0,370	0,785	0,094	0,381	0,015	0,004
$20^\circ - 1 \text{ cd/m}^2$	0,560	0,626	0,236	0,212	0,052	-0,119
$20^\circ - 0,1 \text{ cd/m}^2$	0,221	0,885	0,047	0,111	0,062	-0,058

quadratischen Abweichung SLS und des Residuums pro Stützstelle ausgedrückt. Der Tabelle 5.1 kann entnommen werden, dass die SLS pro Stützstelle unter 7% liegt. Als zweites Gütekriterium dient das Residuum pro Stützstelle, welches ebenfalls unter 7% liegt. Einzige Ausnahme bildet hier die Bedingung bei  $\theta = 20^\circ$  und  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ , die Begründung hierfür ist bereits weiter oben diskutiert worden. Beide Werte der Gütekriterien sprechen für ein gutes Resultat der Anpassung.

### 5.5.3 Analyse der Koeffizienten

Um der Forderung nachzugehen, dass sich die Empfindlichkeitsfunktion entsprechend der Rezeptorverteilung ändern soll, wird in diesem Abschnitt eine Analyse der Fitkoeffizienten vorgenommen. Dabei wird der Trend der Änderung der Koeffizienten mit der Rezeptorverteilung verglichen. Dies wird für beide Hintergrundleuchtdichten separat durchgeführt. Die Werte der Koeffizienten sind in Tabelle 5.1 eingetragen. Zur besseren Visualisierung werden diese für die Analyse in den Graphen jedoch auf den fovealen Wert normiert. Folglich hat jeder Koeffizient den Wert von 1 bei einem Betrachtungswinkel von  $0^\circ$ .

Um den Verlauf der Koeffizienten mit der Rezeptorverteilung zu vergleichen, ist diese in Abbildung 5.26 dargestellt. Zusätzlich zur eigentlichen Verteilung der Re-

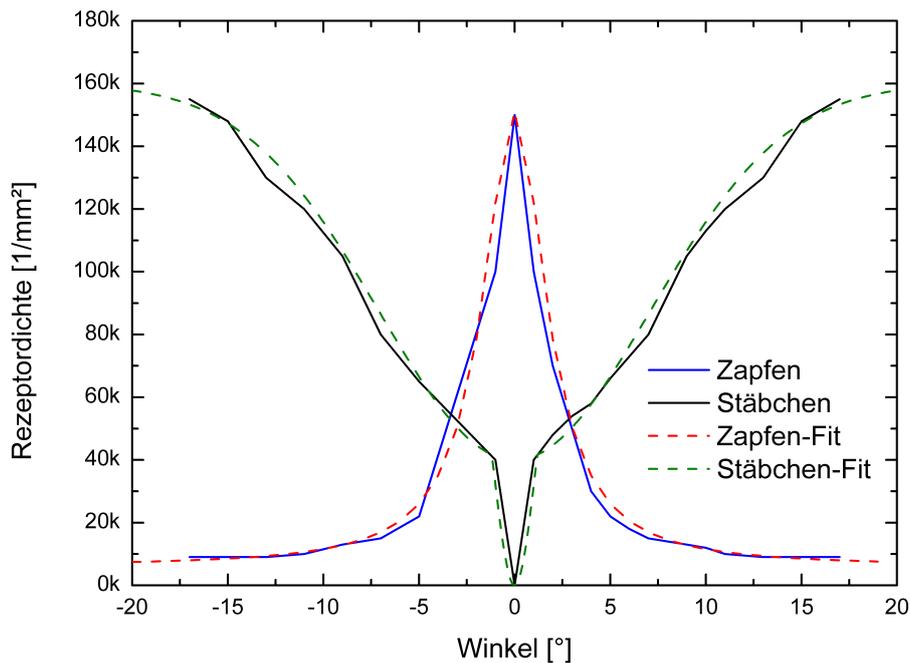


Abbildung 5.26: Rezeptorverteilung auf der Netzhaut. Zusätzlich zur eigentlichen Verteilung ist die Anpassung von geeigneten Funktionen dargestellt.

zeptoren [22] ist noch eine funktionale Anpassung dargestellt. Für eine mathematische Repräsentation der Zapfen ist eine Lorentzfunktion der Form

$$L(x) = A \cdot \frac{\delta}{\delta^2 \cdot (x - x_0)} + b \quad (5.9)$$

gewählt worden, wobei  $A$  die vertikale Streckung,  $\delta$  die Breite,  $x_0$  den Mittelpunkt und  $b$  die vertikale Verschiebung wiedergeben. Die Parameter sind gegeben durch  $A = 290$ ,  $\delta = 2$ ,  $x_0 = 0$  und  $b = 6$ . Die Repräsentation der Stäbchen gestaltet sich aufgrund der stäbchenfreien Zone in der Fovea als komplizierter. Hierfür wird eine umgedrehte Gauß-Funktion der Form

$$G(x) = A \cdot e^{-\left(\frac{x-x_0}{\sigma}\right)^2} + b \quad (5.10)$$

verwendet, wobei  $\sigma$  die Breite angibt. Im Bereich von  $-1^\circ \leq x \leq 1^\circ$  eine umgedrehte Lorentzfunktion verwendet um den Stäbchenfreien Bereich zu beschreiben. Die Parameter der Gaußfunktion sind gegeben durch  $A = -120$ ,  $\sigma = 10$ ,  $x_0 = 0$  und  $b = 160$ , die der Lorentzfunktion durch  $A = -320$ ,  $\delta = 2$ ,  $x_0 = 0$  und  $b = 160$ . Die Rezeptorverteilung der Zapfen gilt hier für die Summe aller Zapfen. Die L- und M-Zapfen haben einen identischen Verlauf, während es zunächst einen S-Zapfen freien Bereich in der Fovea gibt. Mit Hilfe der mathematischen Repräsentationen wird im Folgenden ein Vergleich zum Verlauf der Koeffizienten gezogen. Abbildung 5.27 zeigt die Änderung der relativen Koeffizienten für die Hintergrundleuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ .

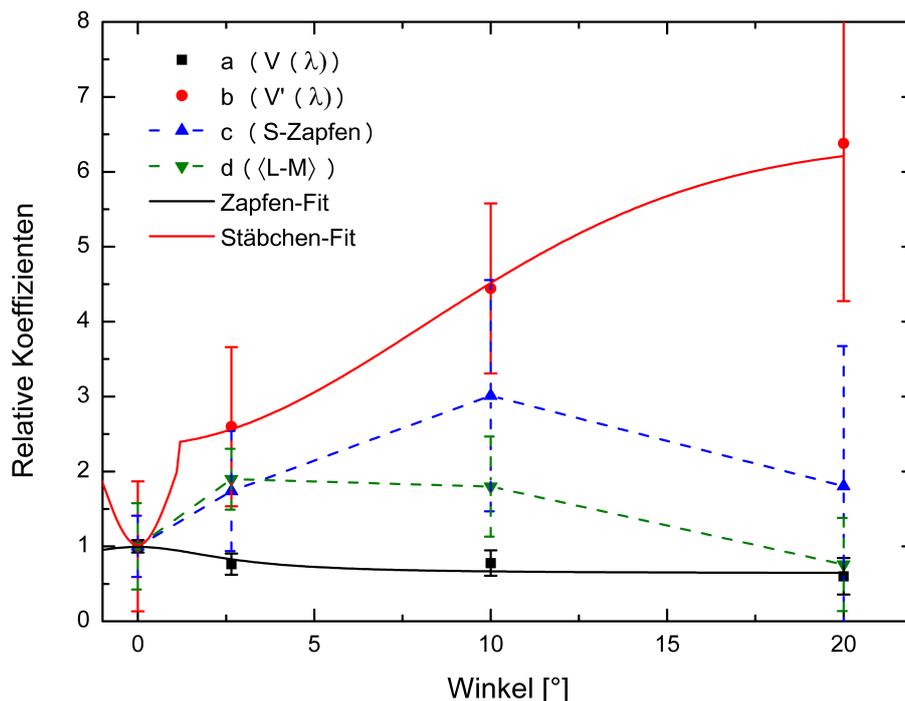


Abbildung 5.27: Verlauf der Koeffizienten bei einer Adaptationsleuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$

Bei Betrachtung des Verlaufs des Koeffizienten  $a$ , welcher die  $V(\lambda)$ -Kurve repräsentiert, ist eine monotone Abnahme feststellbar. Die schwarze Kurve zeigt einen Lorentzfit an die Daten, ähnlich dem der für die mathematische Repräsentation der Zapfenverteilung verwendet wurde (siehe Gleichung 5.9). Es zeigt sich, dass eine solche Funktion verwendet werden kann, um den Verlauf des Koeffizienten zu beschreiben. Auffällig ist, dass nicht nur die allgemeine Form, sondern auch die Breite der Lorentzfunktionen vergleichbar sind. Während die Anpassung bei der Zapfenverteilung einen Wert von  $\delta = 2$  ergibt, erhält man durch die Anpassung der Lorentzfunktion an die Koeffizienten einen Wert von  $\delta = 2,8$ . Die geringe Abweichung kann mehrere Ursachen haben. Zum einen stehen für die Anpassung an die Koeffizienten nur vier Stützstellen zur Verfügung, was zu einer Ungenauigkeit der Anpassung führen kann. Weiterhin zeigt Abbildung 5.26 nur die Rezeptordichte. Die steigende Rezeptorgröße und damit die absolute Empfindlichkeit der Rezeptoren bei größeren Winkeln wird hier nicht berücksichtigt.

Die roten Datenpunkte repräsentieren den Koeffizienten  $b$ , welcher die Stäbchenempfindlichkeit vertritt, die rote Kurve zeigt eine Anpassung einer Funktion, ähnlich der, die für die mathematische Repräsentation der Stäbchen verwendet wurde (Gleichung 5.10). Umgekehrt zum Koeffizienten  $a$  erfährt der Koeffizient  $b$  einen monotonen Anstieg mit steigendem Winkel. Dies ist konsistent mit der Verteilung der Stäbchen auf der Netzhaut. Auch hier kann der Vergleich mit dem mathematischen Modell für die Stäbchenverteilung herangezogen werden. Da die stäbchenfreie Zone, und damit auch der Lorentzanteil in der Repräsentation, nur einen Winkelbereich von  $-1^\circ \leq \theta \leq 1^\circ$  umfasst, und in diesem Bereich nur ein

Messwert (bei fovealem Objekt) vorhanden ist, kann über die entsprechenden Parameter keine Aussage getroffen werden. Die Analyse der angepassten Gaußfunktion gibt jedoch näheren Aufschluss darüber. Es wird deutlich, dass auch hier die angepasste Gaußfunktion verwendet werden kann, um den Verlauf der Koeffizienten zu beschreiben. Weiterhin sind die Breiten der Funktionen der Koeffizienten mit  $\sigma = 9,3$  und der Stäbchenverteilung mit  $\sigma = 10$  ähnlich, was zeigt, dass der Koeffizient  $b$  mit der Stäbchenverteilung beschrieben werden kann.

Die S-Zapfen werden in Abbildung 5.27 durch die blauen Dreiecke repräsentiert. Anders als für die bisher beschriebenen Koeffizienten kann jedoch keine Assoziation mit der Rezeptorverteilung der S-Zapfen gefunden werden. Eine Anpassung ist nicht vorgenommen worden, die gestrichelten Linien sind direkte Verbindungen der Datenpunkte und sollen lediglich den Verlauf verdeutlichen. Der Koeffizient steigt zunächst mit dem Winkel an und erreicht bei  $10^\circ$  sein Maximum mit etwa dem dreifachen Wert der fovealen Betrachtung. Das Maximum der S-Zapfen-Verteilung liegt jedoch bei etwa  $1^\circ$  [25]. Diese Abweichung kann diverse Ursachen haben. Zum einen ändern sich die postretinalen Mechanismen, welche zur Detektion beitragen, entlang der Exzentrizität, diese fließen jedoch nicht ins Modell mit ein. Zum anderen sei daran erinnert, dass die verwendeten Basisfunktionen nicht äquivalent zu allen Rezeptorempfindlichkeiten, sowie retinalen und postretinalen Mechanismen, sind, sondern lediglich einen Versuch darstellen, vernünftige mathematische Modellierungsfunktionen in einem psychophysikalischen Ansatz zu finden. Eine weitere Ursache kann der Überlapp der Basisfunktionen (vergleiche Abbildung 5.17) sein. Trotz des Versuchs, diesen Überlapp zu minimieren, ist es nicht gelungen, diesen vollständig zu eliminieren. Vor allem im Bereich der S-Zapfen und Stäbchen tritt ein solcher Überlapp auf. Dies kann zu fehlerhaften Gewichtungen der Basisfunktionen führen.

Der letzte Koeffizient  $d$  repräsentiert den L-M-Opponentkanal und ist durch die grüne Kurve dargestellt. Da es sich bei dem L-M-Kanal um einen postretinalen Mechanismus handelt, ist die Assoziation mit der Rezeptorverteilung nicht trivial. Der Abfall zu großen Exzentrizitäten kann mit der Zapfenverteilung erklärt werden, das Maximum bei  $2,65^\circ$  jedoch nicht. Hier kann auf ähnliche Weise wie bei den S-Zapfen argumentiert werden: die unterschiedlichen postretinalen Mechanismen und deren Verhalten in Abhängigkeit der Exzentrizität fließen nicht in das Modell ein.

Abbildung 5.28 zeigt die Koeffizientenentwicklung für die geringere Leuchtdichte von  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Der generelle Verlauf der Koeffizientenentwicklung ist dem aus der helleren Adaptationsleuchtdichte ähnlich. Auch hier liefert die Anpassung einer Lorentzfunktion an die Entwicklung des Koeffizienten  $a$  gute Ergebnisse. Die geschätzte Breite der Funktion ist mit  $\delta = 3,5$  etwas größer, aber im Rahmen der Messungenauigkeiten vergleichbar mit der Breite der Zapfenverteilung mit  $\delta = 2$ . Die Anpassung der Gaußfunktion an die Koeffizienten  $b$  der Stäbchenbeiträge liefert sehr gute Ergebnisse. Die Breite ist mit einem Wert von  $\sigma = 11,4$  deutlich näher an der Verteilung der Stäbchen auf der Netzhaut mit  $\sigma = 10$ , was zeigt, dass die Abhängigkeit des Koeffizienten  $b$  mit der Dichteverteilung der Stäbchen

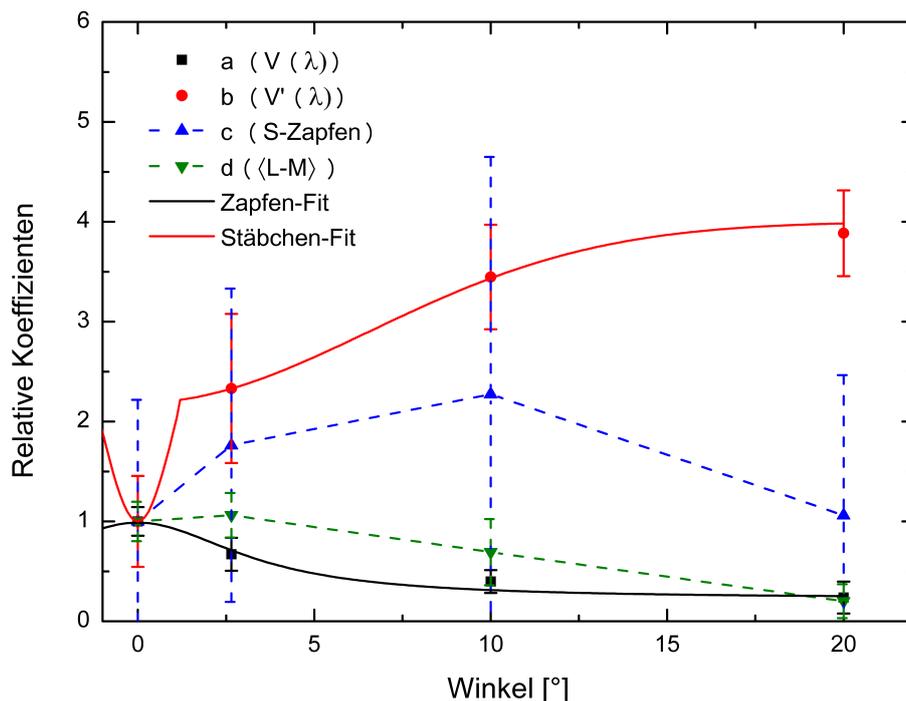


Abbildung 5.28: Verlauf der Koeffizienten bei einer Adaptationsleuchtdichte von  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$

assoziiert werden kann.

Der Koeffizient  $c$ , welcher die S-Zapfen repräsentiert, verhält sich wie auch schon bei der helleren Leuchtdichte. Der Koeffizient steigt zunächst an, erreicht sein Maximum bei  $10^\circ$  und fällt dann zur extremen Peripherie bei  $20^\circ$  stark ab. Der Koeffizient der S-Zapfen zeigt eine große interpersonelle Schwankung, was eine nähere Analyse erschwert. Gründe hierfür sind bereits oben aufgeführt.

Einen Unterschied zur helleren Adaptationsleuchtdichte zeigt der letzte Koeffizient  $d$ . Anders als im zuvor beschriebenen Fall ist kein starker Anstieg des Koeffizienten festzustellen, dagegen bleibt dieser annähernd konstant und fällt anschließend mit steigender Exzentrizität ab. Bei  $\theta = 20^\circ$  hat der Koeffizient  $d$  einen ähnlich kleinen Wert wie der Koeffizient  $a$ , was bedeutet, dass sowohl der chromatische Opponentkanal, als auch der achromatische Kanal kaum noch zur Detektion im mesopischen Bereich und der Peripherie beitragen. Dies deckt sich mit der Tatsache, dass hier kaum noch Zapfen vorhanden sind.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das mathematische Modell zur Beschreibung der spektralen Empfindlichkeit der Detektion die aufgenommenen Daten gut repräsentiert. Alle Forderungen, die an das Modell gestellt worden sind, wurden erfüllt. Dazu gehört die Möglichkeit, multiple lokale Maxima zu repräsentieren. Dies ist erfüllt worden, indem vier Basisfunktionen verwendet worden sind. Zu den von der CIE verwendeten Funktionen für  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$ , wurden noch die Empfindlichkeit der S-Zapfen und eine Diodenfunktion des L-M-Opponentkanals verwendet. Durch die Anpassung des Modells an jede einzelne Sehbedingung ist

sichergestellt worden, dass Änderungen der Hintergrundleuchtdichte und des Beobachtungswinkels berücksichtigt werden. Diese Änderungen sind abschließend mit der Rezeptorverteilung auf der Netzhaut verglichen worden, und es konnte festgestellt werden, dass sich die Entwicklung der Koeffizienten konsistent verhält. Im Falle der  $V(\lambda)$ - und der  $V'(\lambda)$ -Funktion konnte sogar eine sehr gute Übereinstimmung mit dem Verlauf der Rezeptorverteilung auf der Netzhaut bestätigt werden. Es kann geschlussfolgert werden, dass das hier entwickelte Modell eine gute Möglichkeit darstellt, die spektrale Empfindlichkeit des menschlichen Wahrnehmungssystems im mesopischen Bereich wiederzugeben.

### 5.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden die Ergebnisse der Untersuchungen zur Ermittlung der spektralen Empfindlichkeit der Detektion im mesopischen Bereich vorgestellt. Nach der Vorstellung der Testparameter wurde eine phänomenologische Analyse der aufgenommenen Daten durchgeführt. Anhand dieser Analyse konnte festgestellt werden, dass der Verlauf der Daten multiple lokale Maxima aufweist, welche nicht mit Hilfe einer einfachen Kombination von  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$  erklärt werden können. Vielmehr wurde deutlich, dass auch die S-Zapfen und der chromatische L-M-Kanal zur Detektion beitragen. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass sich die spektrale Empfindlichkeit sowohl mit der Adaptationsleuchtdichte, als auch dem Beobachtungswinkel ändert. Diese Änderungen konnten anhand physiologischer Gegebenheiten nachvollzogen werden.

Im nächsten Schritt wurde das von der CIE vorgeschlagene Modell zur Beschreibung der spektralen Empfindlichkeit im mesopischen Bereich getestet. Dabei ist aufgefallen, dass das von der CIE vorgeschlagene Modell, die gewonnenen Daten nicht ausreichend beschreiben kann. Ein großer Nachteil dieses Modells ist die Verwendung von lediglich zwei Basisfunktionen,  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$ , welche linear kombiniert werden. Diese Kombination ist nur abhängig von der Hintergrundleuchtdichte, aber unabhängig von anderen Parametern, wie zum Beispiel dem Beobachtungswinkel, womit bereits ein weiterer Nachteil aufgeführt ist.

Um eine geeignete spektrale Empfindlichkeitsfunktion zu konstruieren, wurden die Erfahrungen aufgegriffen und ein mathematisches Modell erstellt, welches die Empfindlichkeit besser beschreiben soll. Anstelle von zwei wurden hier vier Basisfunktionen verwendet. Diese sollten auf den retinalen und postretinalen Mechanismen basieren, daher wurden als Basisfunktionen neben der  $V(\lambda)$ - und  $V'(\lambda)$ -Funktion auch die Empfindlichkeiten der S-Zapfen und des L-M-Kanals verwendet. Das so erstellte Modell wurde an die Daten angepasst und für jede einzelne Beobachtungssituation die Linearkoeffizienten bestimmt. Das Modell wurde anschließend auf seine Konsistenz hin überprüft. Dies geschah über eine Analyse der Koeffizienten und deren Entwicklung bei Variation der Umgebungsparameter. Als Ergebnis konnte festgehalten werden, dass sich die Koeffizienten konsistent verhalten. So ändern sich die entsprechenden Koeffizienten für die  $V(\lambda)$ - und

$V'(\lambda)$ -Funktion gemäß der jeweiligen Rezeptorverteilung auf der Netzhaut. Um einen funktionalen Zusammenhang der Koeffizienten in Abhängigkeit der einzelnen Parameter zu modellieren, konnten in der vorliegenden Arbeit nicht genügend Stützstellen vermessen werden.

Dennoch führen diese Ergebnisse zu dem Schluss, dass das verwendete Modell eine gute Möglichkeit bietet, die spektrale Empfindlichkeit im mesopischen Bereich für foveale und periphere Objekte zu beschreiben.

## Kapitel 6

# Versuche zur spektralen Blendempfindlichkeit

## 6.1 Versuchsparameter

### 6.1.1 Hintergrund

#### Leuchtdichte

Um eine Vergleichbarkeit mit den Detektionsversuchen aus Kapitel 4 zu gewährleisten, wird eine Adaptationsleuchtdichte von  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  gewählt. Die zweite in der Detektion verwendete Leuchtdichte von  $1 \text{ cd/m}^2$  kann nicht verwendet werden. Aufgrund der Limitierungen der LED, welche die Blendreize erzeugt, ist es bei dieser Leuchtdichte nicht möglich einen Einfluss auf die Detektionsschwelle zu erreichen. Näheres dazu ist in Anhang C.1 zu sehen. Da jedoch auch bei diesem Versuch der Einfluss der Adaptationsleuchtdichte auf die spektrale Empfindlichkeit der Blendung überprüft werden soll, wird eine zweite Adaptationsleuchtdichte von  $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$  gewählt. Die Wahl der zweiten Adaptationsleuchtdichte ist auf die Beleuchtungssituation von sogenannten ME6-Straßen zurückzuführen. ME6-Straßen sind Straßen mit einem geringen bis mittlerem Verkehrsaufkommen, wenigen Kreuzungen und Durchschnittsgeschwindigkeiten zwischen  $30 \text{ km/h}$  und  $60 \text{ km/h}$  [149]. Weiterhin ist laut [150] eine Leuchtdichte auf der Fahrbahn von  $0,3 \text{ cd/m}^2$  nicht zu unterschreiten. Die gewählte Adaptationsleuchtdichte bietet daher einen relevanten Bezug zu alltäglichen Situationen.

#### Spektrum

Das Adaptationsspektrum soll, ähnlich zu den Detektionsversuchen, annähernd isoenergetisch dargestellt werden. Für eine Leuchtdichte von  $0,1 \text{ cd/m}^2$  ist dies bereits erreicht worden (siehe Anhang A.1). Bei einer Leuchtdichte von  $0,3 \text{ cd/m}^2$  ist dies aufgrund technischer Störungen nicht gelungen. Das erreichte Spektrum, welches in Abbildung 6.1 zu sehen ist, ist nicht exakt isoenergetisch. Es ist deutlich zu sehen, dass vor allem an den Rändern des relevanten Spektralbereichs starke Abweichungen vom idealen isoenergetischen Spektrum (rote Linie) auftreten. Dennoch kann das Spektrum als hinreichend für die Versuche angenommen werden. Diese Annahme wird sich bei späteren Messungen bestätigen, und es ist kein Unterschied in der Güte zu den Messungen beim Adaptationsspektrum der  $0,1 \text{ cd/m}^2$ -Bedingung zu erkennen.

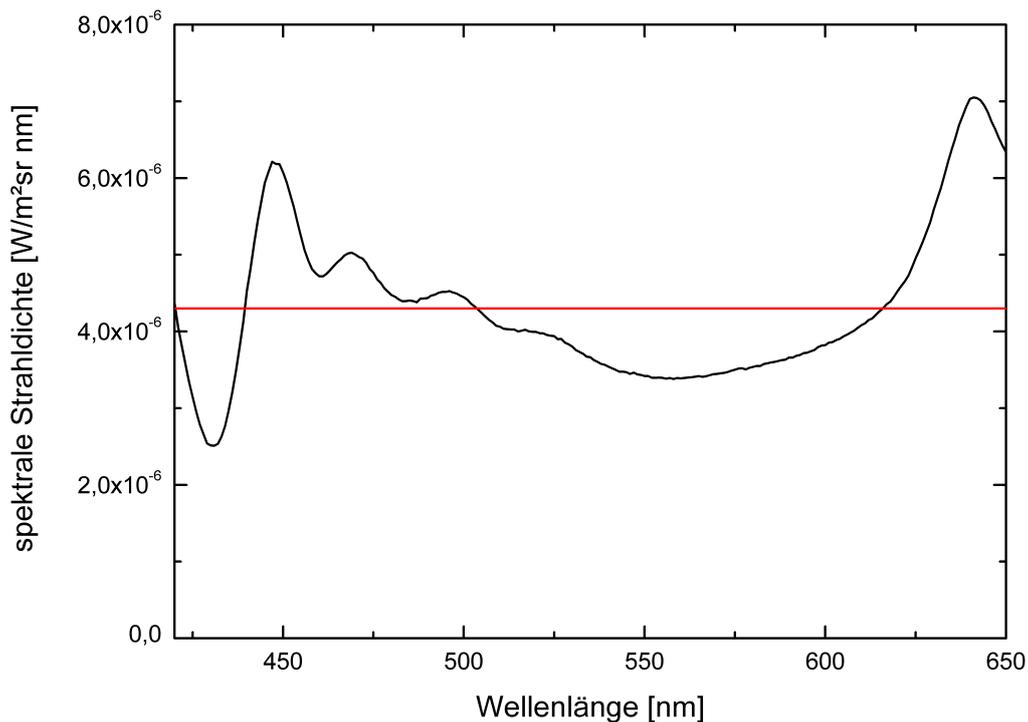


Abbildung 6.1: Spektrale Strahl-dichteverteilung für eine Adaptationsleuchtdichte von  $0,3 \text{ cd/m}^2$ . Die rote Linie zeigt ein ideal isoenergetisches Spektrum.

### 6.1.2 Detektionsobjekt

Die Parameter für das Detektionsobjekt bleiben größtenteils unverändert gegenüber den Detektionsversuchen aus Kapitel 4. So beträgt der Sehwinkel weiterhin  $\alpha = 2^\circ$ . Ebenso werden die Detektionswinkel von  $\theta = 0^\circ$ ,  $\theta = 10^\circ$  und  $\theta = 20^\circ$  übernommen. Der Detektionswinkel von  $\theta = 2,65^\circ$  wird nicht mehr getestet.

Da in diesem Teil der Arbeit die spektrale Empfindlichkeitskurve der Blendung vermessen werden soll, wird das Detektionsobjekt nicht mehr quasimonochromatisch dargestellt. Für alle Stützstellen der Empfindlichkeitskurve der Blendung wird ein polychromatisches, weißes Detektionsobjekt verwendet. Das Spektrum entspricht dem des Projektorlichts und ist in Abbildung 3.2 zu sehen.

### 6.1.3 Blendquelle

Strahl-dichte  $L_e$

Um einen maximalen Einfluss der Blendung zu erreichen, sollte die Blendstrahl-dichte möglichst groß sein. Andererseits darf die Strahl-dichte keine Schäden für die Probanden zur Folge haben. Da die Adaptation im mesopischen Bereich stattfindet, wird eine Blendung durch kleine bis mittlere spektrale Strahl-dichten im photopischen Bereich erreicht. Eine Schädigung des Probanden ist daher nicht zu erwarten.

Um eine spektrale Empfindlichkeitskurve zu bestimmen, ist es essentiell, dass die Strahldichte für alle Stützstellen der Wellenlängen konstant ist. Diese Tatsache, kombiniert mit den technischen Limitierungen durch die verwendete LED, sowie der Transmissionsgrade  $\tau(\lambda)$  der verwendeten Interferenzfilter, führt zu einer technisch maximal darstellbaren Strahldichte. Um diese zu ermitteln, wurde zunächst die größtmögliche Bestromung der LED von 12 A gewählt und das Spektrum SPD<sub>12A</sub> (spectral power distribution) vermessen. Die Strahldichte  $L_i$  für jede Stützstelle wurde über

$$L_i = \int_{380}^{780} \tau_i(\lambda) \cdot \text{SPD}_{12A}(\lambda) d\lambda \quad (6.1)$$

berechnet. Anschließend wurde das Minimum über alle berechneten  $L_i$  gebildet. Der so gewonnene Wert von

$$\min_i(L_i) = 4,5 \frac{\text{W}}{\text{m}^2 \text{sr}} \quad (6.2)$$

wird als Strahldichte für die Blendquelle festgelegt.

Um zu gewährleisten, dass die so ermittelte Strahldichte an allen Stützstellen dargestellt werden kann, wurde zusätzlich das Maximum über alle Strahldichten bei einer minimalen Bestromung von 0,1 A gebildet. Da

$$\max_i(L_i(0,1 \text{ A})) \leq \min_i(L_i(12 \text{ A})) \quad (6.3)$$

ist eine Darstellung der gewählten Strahldichte an allen Stützstellen möglich, dies wäre bei einer leuchtdichtegleichen Darstellung nicht möglich.

Betrachtet man nun die maximal erreichbare Leuchtdichte von

$$L_{v,max} \approx 4,5 \frac{\text{W}}{\text{m}^2 \text{sr}} \cdot 683 \frac{\text{lm}}{\text{W}} = 3073,5 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2} \quad (6.4)$$

so sieht man, dass die anfangs getroffene Annahme, dass die auftretenden Leuchtdichten im mittleren photopischen Bereich liegen und damit nicht schädlich für das menschliche Auge sind [151], gerechtfertigt ist.

### Blendquellengröße $\beta$

Die Größe der Blendquelle  $\beta$  hat einen maßgeblichen Einfluss auf die Blendung selbst [121, 152, 153], daher ist die Wahl dieses Parameters entscheidend. Um realistischen Bedingungen im Straßenverkehr gerecht zu werden, müsste die Blendquelle sehr klein sein. Betrachtet man die Lichtaustrittsfläche des Scheinwerfers eines entgegenkommenden Fahrzeugs, so besitzt diese eine Ausdehnung von etwa 7,5 cm. Auf eine Entfernung von 50 m bedeutet das eine Größe im Sichtfeld des Fahrers von  $\beta \approx 5'$ . Ein Vortest mit der dreifachen Blendquellengröße hat jedoch bereits gezeigt, dass bei derart kleinen Blendquellen, aufgrund der Limitierung

der Strahldichte der Blendungs-LED, kein Einfluss auf die Detektionsschwelle feststellbar ist (siehe Anhang C.2). In weiteren Vortests wurde die minimale Größe der Blendquelle, bei welcher noch deutliche Einflüsse auf die Detektionsschwelle bemerkbar waren, zu  $\beta = 50'$  bestimmt. Daher wurde die Blendquellengröße, aufgrund der technischen Limitierung in der maximalen Strahldichte der Blendungs-LED auf den so ermittelten Wert von  $\beta = 50'$  gesetzt.

### Blendwinkel $\omega$

Für die Position der Blendquelle wird die Position des Scheinwerfers eines entgegenkommenden Fahrzeugs, der vertikal invertierte „B50L-Punkt“ [154], verwendet. Die entsprechenden Winkel  $\omega_{\text{hor}}$  und  $\omega_{\text{vert}}$  berechnen sich aus der Fahrzeuggeometrie und dem Abstand der Fahrzeuge, siehe dazu auch Abbildung 6.2.

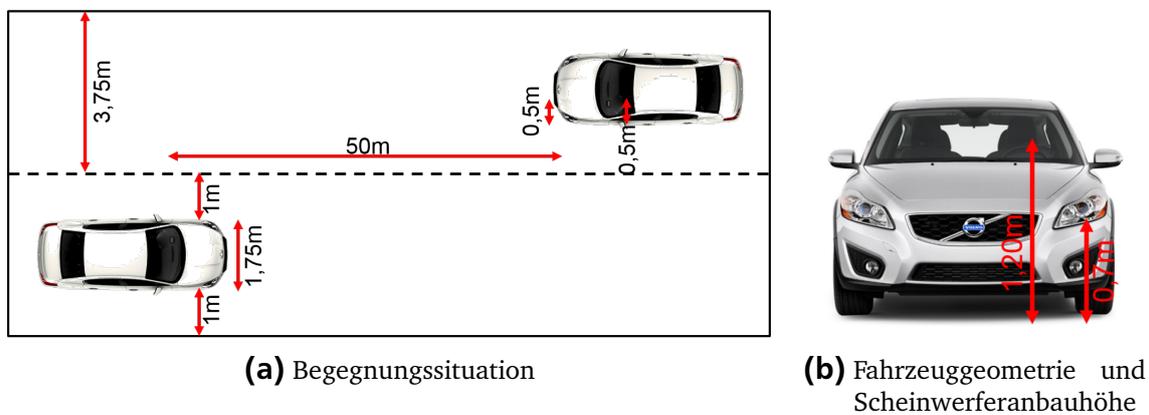


Abbildung 6.2: Geometrie der Begegnungssituation im Straßenverkehr

Um den horizontalen Winkel  $\omega_{\text{hor}}$  zu bestimmen, wird eine Fahrbahnbreite auf Landstraßen von 3,75 m angenommen. Die Fahrzeuge fahren mittig auf der Fahrspur und haben eine Breite von 1,75 m. Damit bleibt ein Abstand von Fahrzeugrand zu Mittelstreifen von 1 m pro Fahrzeugseite. Weiterhin kann angenommen werden, dass sowohl das Auge des Fahrers, als auch die Scheinwerfer um etwa 0,5 m bezogen auf den Fahrzeugrand nach innen versetzt sind. Damit ergibt sich ein horizontaler Abstand zwischen dem Auge des Fahrers und dem Scheinwerfer des Gegenverkehrs von  $d_{\text{hor}} = 3$  m. Bei einem Abstand von 50 m ergibt sich ein Winkel von  $\omega_{\text{hor}} = -3,43^\circ$ , wobei das negative Vorzeichen aus dem Versatz nach links resultiert (vergleiche Abbildung 6.2(a)).

Für den vertikalen Blendwinkel  $\omega_{\text{vert}}$  betrachte man Abbildung 6.2 (b). Die Scheinwerferanbauhöhe beträgt durchschnittlich 0,7 m, während sich das Auge des Fahrers auf etwa 1,2 m Höhe befindet. Dieser Wert kann je nach Fahrergröße und Sitzeinstellung variieren. Damit ergibt sich eine Höhendifferenz von  $d_{\text{vert}} = 0,5$  m, was einem Winkel von  $\omega_{\text{vert}} = -0,57^\circ$  entspricht. Das negative Vorzeichen resultiert aus der Tatsache, dass sich der Scheinwerfer aus Sicht des Fahrers unterhalb seiner Augenhöhe befindet.

### Weitere Parameter

Alle weiteren Parameter, wie Objekt- und Blendquellenform, Darbietungs- und Pausenzeit, sowie die Stützstellen für die Ermittlung der spektralen Empfindlichkeitskurve für die Blendquelle werden identisch zu den Detektionsversuchen aus Kapitel 4 gewählt. Bei der Darbietungszeit ist zu beachten, dass diese bei Detektionsobjekt und Blendquelle zeitgleich beginnt und endet, sodass eine Blendung nur dann hervorgerufen wird, wenn ein Detektionsobjekt eingestrahlt wird. Der zeitliche Ablauf ist in Abbildung 6.3 zu sehen.

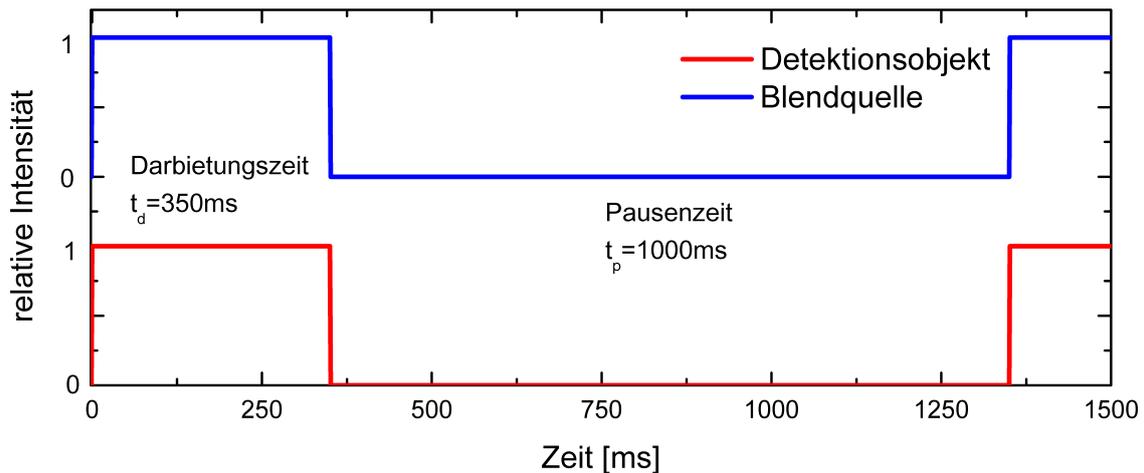


Abbildung 6.3: Zeitlicher Verlauf von Darbietungs- und Pausenzeit für den Versuch zur Bestimmung der Blendempfindlichkeit

## 6.2 Berechnung der Blendempfindlichkeit

Für die Berechnung der spektralen Blendempfindlichkeit müssen zunächst Detektionsschwellen bestimmt werden. Um den Einfluss der Blendlichtquelle zu quantifizieren, wird zu Beginn und am Ende der Versuche jeweils eine Detektionsschwellenmessung ohne eingeschaltete Blendlichtquelle durchgeführt. Diese Messungen dienen als Referenzwerte. Im Anschluss wird für jede Wellenlänge der Blendlichtquelle eine Messung der Detektionsschwelle analog zu Abschnitt 4.2 durchgeführt. Der einzige Unterschied besteht in einer zeitgleichen Darstellung der Blendlichtquelle und des Detektionsobjektes. Das Detektionsobjekt hat hierbei immer das gleiche Spektrum, sodass die Schwellenwerte direkt vergleichbar sind. Eine höhere Detektionsschwelle ist gleichzusetzen mit einem stärkeren Einfluss der Blendlichtquelle und somit einer größeren Blendempfindlichkeit. Im Anschluss an den Versuch wird die Blendempfindlichkeit AGS (absolute glare sensitivity) über die Differenz der Detektionsschwelle mit Blendung  $ADT_B$  und der Detektionsschwelle ohne Blendung  $ADT_{oB}$  bestimmt.

$$AGS(\lambda) = ADT_B(\lambda) - ADT_{oB} \quad (6.5)$$

Da die AGS stark von der Strahldichte der eingestrahlten Blendlichtquelle abhängig ist, macht eine nähere Betrachtung wenig Sinn und es wird die spektrale Blendempfindlichkeit  $SGS(\lambda)$  (spectral glare sensitivity) durch Normierung der  $AGS(\lambda)$  berechnet.

Um die  $SGS(\lambda)$  über alle Probanden zu erhalten, wurden zunächst die  $SGS(\lambda)$  der einzelnen Probanden berechnet und anschließend gemittelt (vergleiche erstes Verfahren in Abschnitt 4.2). Durch eine erneute Normierung erhält man nun die  $SGS$  über alle Probanden.

Da die interpersonelle Abweichung hier deutlich größer ist als die intrapersonelle, führt eine Mittelung zuerst über die AGS mit anschließender Normierung nicht zu sinnvollen Ergebnissen.

### 6.3 Versuchsablauf

Die Vorbereitung des Versuches läuft analog zu der des Detektionstestes ab (siehe Abbildung 4.5). Der einzige Unterschied besteht in der zusätzlichen Konfiguration der Blendquelle. Hier können die absolute Strahldichte des Blendungsobjekts, sowie die Stützstellen (Wellenlängen) der zu ermittelnden spektralen Blendempfindlichkeit gewählt werden. Zusätzlich können die Parameter der Größe und Position eingetragen werden, diese müssen jedoch von Hand über die Variation der Irisöffnung eingestellt werden.

Wenn alle Einstellungen vorgenommen wurden, kann der eigentliche Test beginnen. Der Ablauf unterscheidet sich in Teilen von dem des Detektionsversuches und wird daher nachfolgend näher beschrieben.

Der Test beginnt auch hier mit der 30-minütigen Adaptationsphase des Probanden. Nach der Adaptationsphase beginnt die Schwellenermittlung. Da eine permanente Betrachtung der Blendlichtquelle zu einer Störung des Adaptationszustandes führen würde, ist eine grobe Ermittlung der Schwelle, wie sie bei der Detektion für jede Wellenlänge durchgeführt wird, nicht möglich. Die Startwerte der Staircase wurden daher in Pretests definiert und können sich bei den Probanden unterscheiden. Für die Berechnung der Blendempfindlichkeit ist weiterhin eine Referenz ohne auftretende Blendung nötig. Aus diesem Grund beginnt der eigentliche Test mit einer Detektionsschwellenbestimmung ohne eingeschaltete Blendlichtquelle. Für das weiße Detektionsobjekt wird eine Schwellenbestimmung analog zu der des Detektionstestes durchgeführt, eine grobe Schwellenbestimmung über Einstellmethode und die detaillierte Schwellenermittlung über ein doppeltes Staircaseverfahren. Anders als im Detektionstest, wird diese Staircase jedoch nur einmal ausgeführt. Nach der Bestimmung der Referenzschwelle fährt der erste Filter vor die Blendlichtquelle und mit Hilfe einer doppelten Staircase wird die Detektionsschwelle bei vorhandener Blendlichtquelle bestimmt. Dabei wird die Blendlichtquelle zeitgleich mit dem Detektionsobjekt ein- und ausgeschaltet. Durch die kurze Darbietungszeit soll einer Änderung des Adaptationszustandes entgegengewirkt werden. Wird das Abbruchkriterium erreicht, endet die Staircase

und die Detektionsschwelle wird berechnet. Dieser Vorgang wird für alle Stützstellen wiederholt. Wenn alle Stützstellen getestet wurden, findet eine erneute Referenzschwellenmessung ohne Blendlichtquelle analog zur ersten statt. Findet keine große Änderung der Detektionsschwelle statt, kann davon ausgegangen werden, dass der Adaptationszustand, sowie der Gemütszustand des Probanden, keinen die Schwellenmessung betreffenden Einfluss haben. Da die gemessenen Unterschiede größtenteils unter  $\pm 10\%$  lagen, war dies in den durchgeführten Tests der Fall. Nach Abschluss des Tests werden alle Daten gespeichert. Die Gesamtdauer des Versuchs beträgt etwa 40-60 Minuten. Ein vereinfachtes Ablaufdiagramm des Versuchs ist in Abbildung 6.4 zu sehen. Da dieser Versuch für die Probanden sehr anstrengend ist, werden keine Wiederholungen innerhalb des Versuches durchgeführt. Stattdessen wird der Versuch als Ganzes an unterschiedlichen Versuchstagen insgesamt viermal für jede Testkonfiguration durchgeführt.

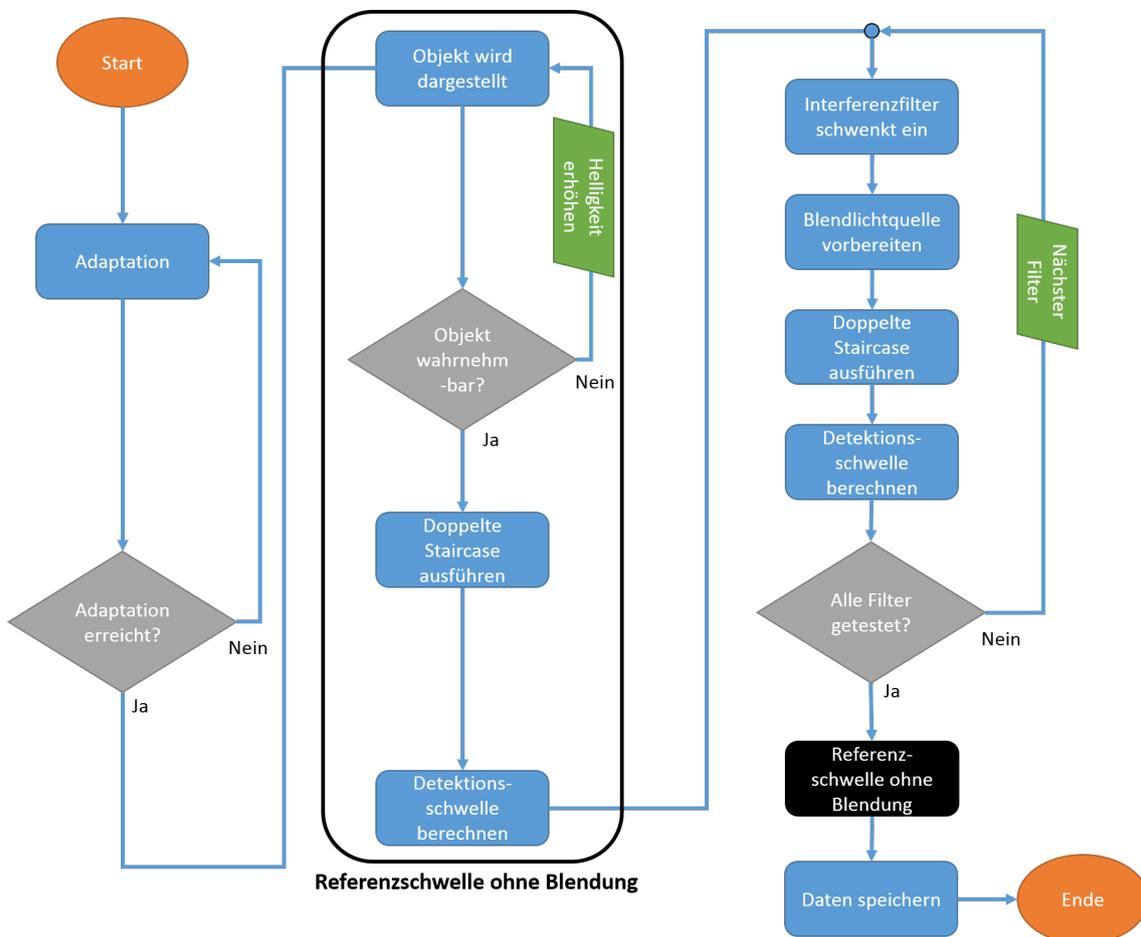


Abbildung 6.4: Vereinfachtes Ablaufdiagramm des Blendungstests

## 6.4 Probandenkollektiv

An den im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Blendungstests im Labor nahmen insgesamt zwölf Probanden teil. Davon haben zehn Probanden alle Testbedingungen abgeschlossen. Ein Proband fehlte bei den Untersuchungen bei peripherem ( $20^\circ$ ) Detektionsobjekt. Ein Proband nahm nur an einer fovealen Testbedingung teil ( $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ ). Die Probanden waren im Alter zwischen 24 und 46 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 31 Jahren. Zehn Probanden waren männlich, zwei weiblich. Alle Probanden wurden auch hier vor dem Test auf Farbnormal-sichtigkeit geprüft. Das Probandenkollektiv wurde so gewählt, dass eine möglichst große Übereinstimmung mit den Probanden aus den Detektionsversuchen besteht. Dadurch ist es gelungen, dass sieben Probanden sowohl an den Detektionstests, als auch den Blendungstests teilgenommen haben. Eine Übersicht der Testpersonen ist in Tabelle 6.1 zu sehen.

Tabelle 6.1: Übersicht über das Probandenkollektiv

Testperson	Alter	Geschlecht	Sehhilfe	Anzahl der absolvierten Testbedingungen
AE	30	m	nein	4
AH	29	m	nein	4
BZ	30	m	nein	4
CS	39	m	nein	4
DC	33	w	nein	4
DE	28	m	nein	4
JH	28	w	ja	3
MW	34	m	nein	4
PB	46	m	ja	4
PM	24	m	nein	1
SB	28	m	nein	4
SF	29	m	nein	4

## Kapitel 7

# Ergebnisse zur spektralen Blendempfindlichkeit

Im folgenden Abschnitt soll auf die Ergebnisse der Untersuchung zur Ermittlung der spektralen Empfindlichkeit für die physiologische Blendung eingegangen werden. Dabei wird zunächst auf die Phänomenologie eingegangen. Im Anschluss werden die Ergebnisse tiefer analysiert und die möglichen Ursachen für das jeweilige Verhalten erörtert. Zum Abschluss werden die gewonnenen Empfindlichkeiten für die physiologische Blendung mit den zuvor ermittelten Empfindlichkeiten für die Detektion verglichen.

### 7.1 Phänomenologie

Im Folgenden sollen die gewonnenen Ergebnisse betrachtet werden. Für eine Analyse werden zunächst die spektralen Empfindlichkeiten gemäß Abschnitt 6.2 berechnet und über der Wellenlänge aufgetragen (siehe Abbildungen 7.1 bis 7.4). Dies wird für jede Kombination aus Versuchsparametern einzeln durchgeführt. Weiterhin wurden die Daten mittels des Shapiro-Wilk-Tests positiv auf Normalverteilung getestet.

Die Diskussion der Phänomenologie wird sich in diesem Abschnitt auf den Vergleich mit der  $V(\lambda)$ - und der  $V'(\lambda)$ -Funktion beschränken.

In Abbildung 7.1 sind die Daten für ein foveales Detektionsobjekt und eine Hintergrundleuchtdichte von  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  zu sehen. Durch diese Abbildung wird klar, dass die Daten nicht zufriedenstellend durch die  $V(\lambda)$ -Kurve beschrieben werden können. Es sind deutliche Abweichungen in der relativen Empfindlichkeit sowohl im kurzen (bis 500 nm), als auch im langen Wellenlängenbereich (ab 510 nm bis 600 nm) zu sehen. Ein systematischer Fehler (z.B. durch Normierung auf Ausreißer oder Ähnliches) ist auszuschließen, da die Abweichungen in den beiden genannten Bereichen entgegengesetzt sind. Während die spektrale Empfindlichkeit im kurzen Wellenlängenbereich höher ist, als durch die  $V(\lambda)$ -Kurve vorhergesagt, ist sie im langen Wellenlängenbereich geringer. Dies spricht für eine Verschiebung oder Verformung der relativen spektralen Empfindlichkeit der physiologischen Blendung im Vergleich zur  $V(\lambda)$ -Kurve. Auch der Vergleich mit der  $V'(\lambda)$ -Kurve (blaue Kurve in Abbildung 7.1) führt zu einer ähnlichen Schlussfolgerung. Das Bild ist hier umgekehrt, bei kurzen Wellenlängen ist die Empfindlichkeit geringer, bei langen größer als die  $V'(\lambda)$ -Kurve. Ein analoges Verhalten ist auch bei Erhöhung der Hintergrundleuchtdichte auf  $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$  in Abbildung 7.2 zu beobachten. Auffällig ist hier lediglich ein lokales Maximum um 610 nm, was aus einer Beteiligung des chromatischen L-M-Opponentkanals resultieren kann.

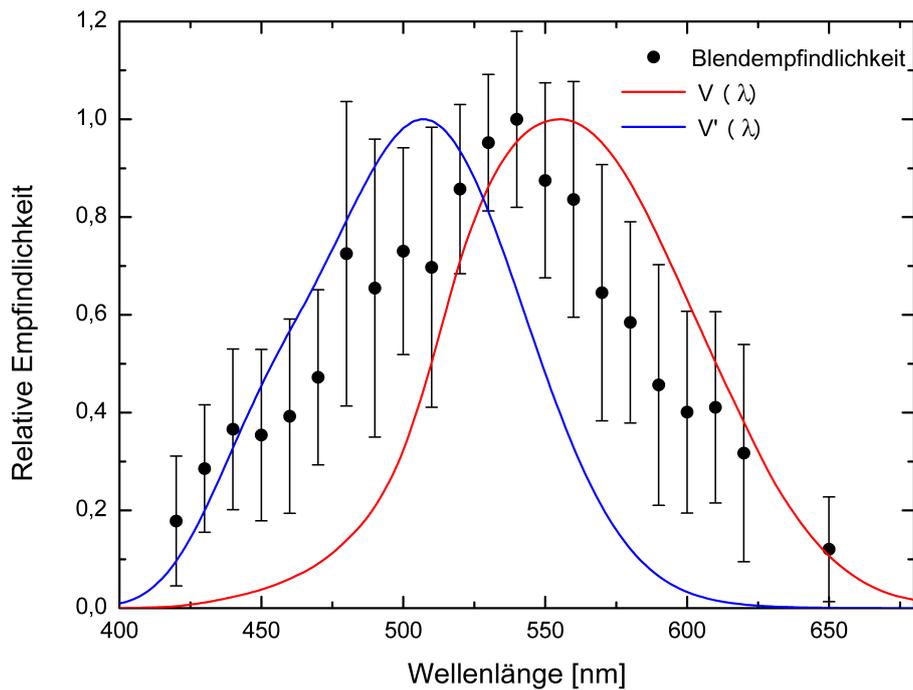


Abbildung 7.1: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung für ein foveales Objekt bei  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -, die blaue die  $V'(\lambda)$ -Funktion dar.

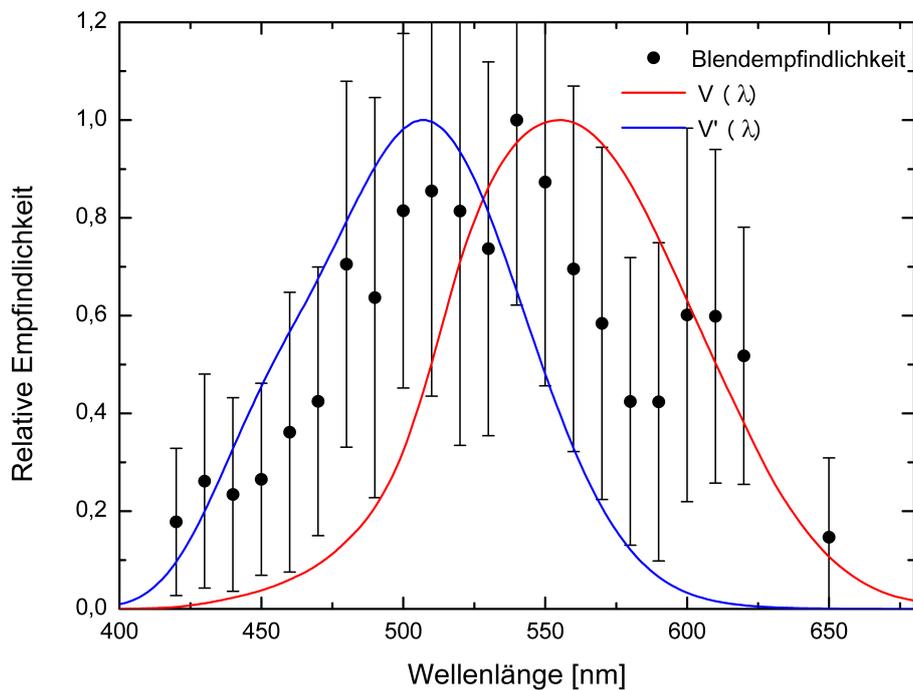


Abbildung 7.2: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung für ein foveales Objekt bei  $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -, die blaue die  $V'(\lambda)$ -Funktion dar.

Abbildung 7.3 zeigt die spektrale Empfindlichkeit für einen Beobachtungswinkel

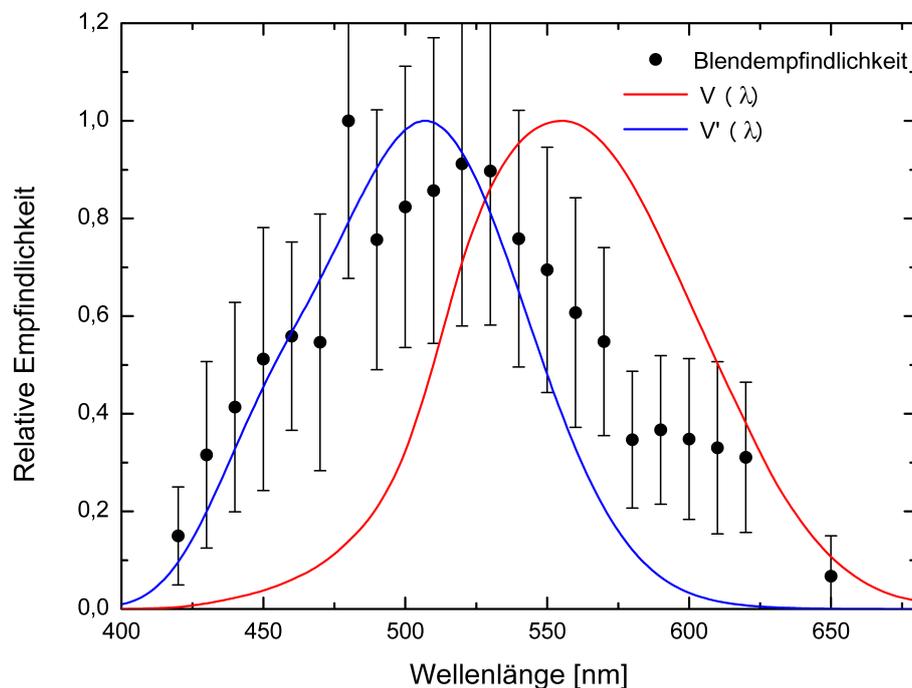


Abbildung 7.3: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung für ein Objekt bei  $\theta = 10^\circ$  und  $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -, die blaue die  $V'(\lambda)$ -Funktion dar.

von  $\theta = 10^\circ$  und eine Hintergrundleuchtdichte von  $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$ , Abbildung 7.4 für einen Beobachtungswinkel von  $\theta = 20^\circ$ . Auch hier sind große Übereinstimmungen zu sehen. So kann in beiden Fällen ein Plateau um 600 nm gefunden werden. Die linke Flanke der gemessenen Empfindlichkeit zeigt für beide peripheren Bedingungen eine gute Übereinstimmung mit der  $V'(\lambda)$ -Kurve. Die erhöhte Empfindlichkeit im Vergleich zu den fovealen Objekten kann aus der höheren Präsenz von S-Zapfen und Stäbchen resultieren.

Der prinzipielle Verlauf der Empfindlichkeit ist in allen vier Fällen identisch, größer als  $V(\lambda)$  in kleinen Wellenlängenbereichen, geringer in langen Wellenlängenbereichen. Im Vergleich mit der  $V'(\lambda)$ -Kurve kann jedoch ein Unterschied zwischen den fovealen und den peripheren Beobachtungsbedingungen festgestellt werden. Im kurzen Wellenlängenbereich ist die  $V'(\lambda)$ -Kurve für foveale Objekte größer als die gemessene Empfindlichkeit, bei peripherem Objekt passen die Daten der Empfindlichkeit gut zur linken Flanke der  $V'(\lambda)$ -Kurve. Im Bereich langer Wellenlängen ist auf den ersten Blick kein Unterschied zu sehen. Durch die große Ähnlichkeit der gemessenen Empfindlichkeiten ist daher eine weitere Analyse notwendig, welche im nächsten Abschnitt erläutert wird.

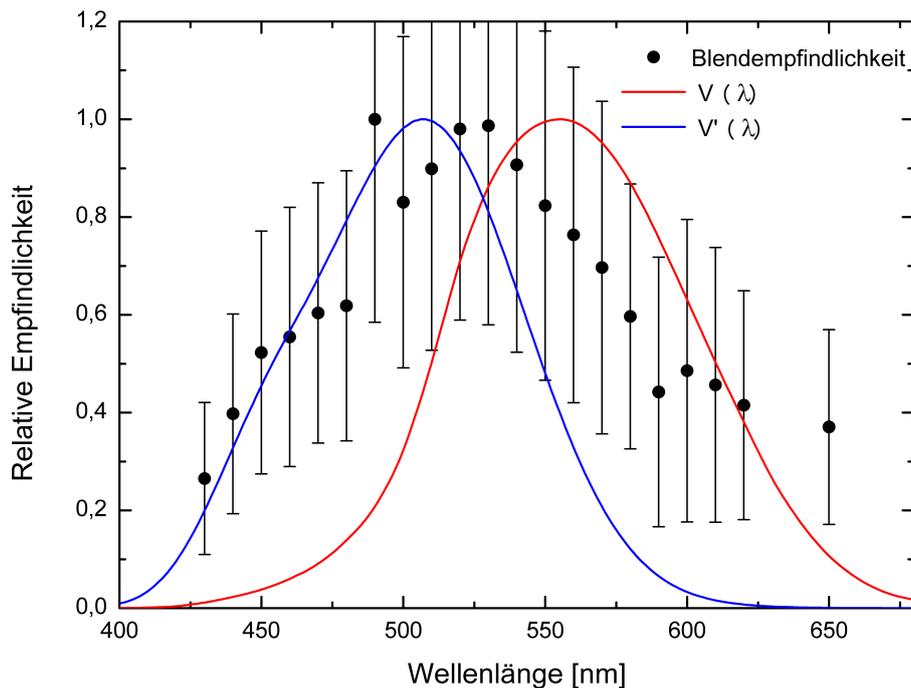


Abbildung 7.4: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung für ein Objekt bei  $\theta = 20^\circ$  und  $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$ . Die Fehlerbalken zeigen die einfache Standardabweichung der Daten. Die rote Kurve stellt die  $V(\lambda)$ -, die blaue die  $V'(\lambda)$ -Funktion dar.

## 7.2 Statistische Analyse

In diesem Abschnitt soll ein detaillierter Vergleich der gemessenen spektralen Empfindlichkeiten der physiologischen Blendung für die unterschiedlichen Hintergrundbedingungen geliefert werden. Dazu wird auch eine statistische Analyse durchgeführt, um zu erörtern, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den Testbedingungen vorliegt.

Abbildung 7.5 zeigt die spektralen Empfindlichkeiten über alle Probanden für alle Messbedingungen. Schon bei direkter Betrachtung fällt die große Ähnlichkeit der Datensätze auf. Aus diesem Grund wurde ein paarweiser Vergleich der Datensätze aus unterschiedlichen Umgebungsbedingungen mittels einer zweifaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Als unabhängige Faktoren wurden die Wellenlänge und die Umgebungsbedingung gewählt. Die Wellenlänge zeigt sowohl in allen einzelnen paarweisen Analysen als auch der ANOVA über alle Datensätze einen signifikanten Einfluss. Die ANOVA über alle Datensätze zeigt außerdem einen signifikanten Einfluss der Umgebungsbedingung und eine signifikante Interaktion der Faktoren.

Tabelle 7.1 zeigt die Ergebnisse der Interaktion der paarweisen Analyse. Die statistische Analyse zeigt, dass kein signifikanter Unterschied der Daten zwischen den beiden fovealen Bedingungen vorherrscht. Dies ist der Fall, obwohl bei einer Hintergrundleuchtdichte von  $L_U = 0,3 \text{ cd/m}^2$  ein geringer Einfluss des L-M-Opponenkanals bei  $\lambda = 610 \text{ nm}$  anzunehmen ist. Dies führt zu der Schlussfolge-

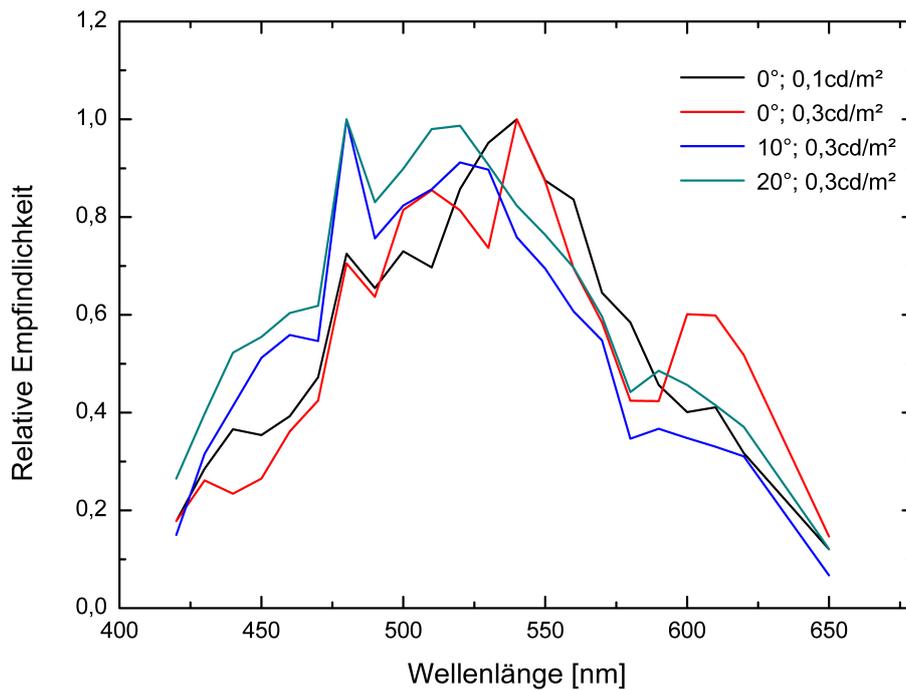


Abbildung 7.5: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung für alle Beobachtungsbedingungen

Tabelle 7.1: Ergebnisse der paarweisen ANOVA-Analyse. Eingetragen sind die p-Werte der Interaktion. Nicht signifikante Zusammenhänge sind rot hinterlegt.

	0°; 0,1 cd/m <sup>2</sup>	0°; 0,3 cd/m <sup>2</sup>	10°; 0,3 cd/m <sup>2</sup>	20°; 0,3 cd/m <sup>2</sup>
0°; 0,1 cd/m <sup>2</sup>	-	0,151	$6,4 \cdot 10^{-5}$	$1,0 \cdot 10^{-3}$
0°; 0,3 cd/m <sup>2</sup>		-	$5,1 \cdot 10^{-5}$	$6,8 \cdot 10^{-4}$
10°; 0,3 cd/m <sup>2</sup>			-	1,0
20°; 0,3 cd/m <sup>2</sup>				-

nung, dass die Hintergrundleuchtdichte in diesem Fall keinen Einfluss auf die spektrale Empfindlichkeit der physiologischen Blendung hat. Eine Erklärung für diese Ergebnisse lässt sich bei genauerer Betrachtung der Versuchsbedingungen finden. Die Strahldichte, welche für die Adaptation verantwortlich ist, ist sehr viel geringer als diejenige, welche den Blendreiz bestimmt. So hat die lokale Strahldichte pro Nanometer ein Maximum von  $L_e \leq 7,3 \cdot 10^{-6} \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ sr nm})$  für die hellere (siehe Abbildung 6.1) und  $L_e \leq 1,4 \cdot 10^{-6} \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ sr nm})$  für die dunklere Adaptationsbedingung (siehe Abbildung A.1). Die Strahldichte des quasimonochromatischen Blendreizes hingegen hat einen Wert von  $L_e = 4,5 \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ sr})$  bei einer Halbwertsbreite von  $\Delta\lambda = 10 \text{ nm}$ . Dies führt zu einer equivalenten Schleierstrahldichte von  $L_{eq} 1,2 \cdot 10^{-3} \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ sr})$ . Das heißt, selbst bei einem perfekt isoenergetischen Spektrum wäre die Adaptationsstrahldichte über den relevanten Spektralbereich um eine Größenordnung geringer als die des Blendreizes und kann daher vernachlässigt werden. Da ein Blendreiz im Allgemeinen immer viel heller als die Adaptati-

onsleuchtdichte ist, wird angenommen, dass die Hintergrundleuchtdichte keinen Einfluss auf die relative spektrale Empfindlichkeit der physiologischen Blendung hat.

Auch zwischen den beiden peripheren Bedingungen ist kein signifikanter Unterschied festzustellen. Hier ist der p-Wert sogar so groß, dass die Kurven quasi identisch sind. Eine eindeutige Begründung kann in dieser Arbeit nicht gefunden werden.

Ein signifikanter Unterschied besteht nur zwischen den spektralen Empfindlichkeiten bei fovealem und peripherem Detektionsobjekt. Jedoch kann auch hier anhand des Graphen erkannt werden, dass dieser Unterschied lediglich im Bereich kurzer Wellenlängen ( $\lambda \leq 510 \text{ nm}$ ) vorhanden ist. Im Bereich langer Wellenlängen haben alle Kurven den gleichen Verlauf. Ein Grund hierfür können die S-Zapfen, sowie die Stäbchen sein. Während die Fovea (bzw. der Bereich um die Fovea) keine (bzw. sehr wenige) dieser Rezeptoren enthält, welche zur Empfindlichkeit beitragen können, sind im peripheren Bereich mehr dieser Rezeptoren vorhanden. Dies führt zu einer erhöhten Empfindlichkeit im kurzwelligen Bereich für periphere Objekte.

### 7.3 Vergleich mit der Detektion

Da mithilfe des Aufbaus die spektralen Empfindlichkeiten der Detektion unter den gleichen Testbedingungen und mit den gleichen Parametern bestimmt wurden, werden in diesem Abschnitt die Ergebnisse der Untersuchungen zur spektralen Empfindlichkeit der physiologischen Blendung mit dem zuvor ermittelten Modell der Detektionsempfindlichkeit für die einzelnen Testbedingungen verglichen und Unterschiede oder Gemeinsamkeiten herausgestellt.

Da im vorigen Abschnitt bereits festgestellt wurde, dass die Adaptationsleuchtdichte keinen Einfluss auf die spektrale Empfindlichkeit hat, wird nur auf eine der beiden fovealen Bedingungen näher eingegangen. Die Ergebnisse der fovealen Beobachtungsbedingung sind in Abbildung 7.6 zu sehen. Da der Blendreiz sehr viel heller ist, wird der Vergleich mit dem Detektionsmodell für die Adaptationsleuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  vorgenommen. Aus dem Graphen ist erkennbar, dass kurze Wellenlängen scheinbar einen größeren Effekt auf die Blendung haben, als dies bei der Detektion der Fall ist, was auf eine größere Beteiligung der S-Zapfen und Stäbchen zurückzuführen sein kann. Ebenso ist das umgekehrte Verhalten für lange Wellenlängen zu erkennen. Hier zeigt das Detektionsmodell größere Empfindlichkeiten. Eine mögliche Begründung hierfür wäre eine geringere Beteiligung des chromatischen L-M-Opponentkanals zur Blendung. Diese Verschiebung zu kleinen Wellenlängen hin macht deutlich, dass die spektralen Empfindlichkeiten von Detektion und physiologischer Blendung verschieden sind.

Die Vermutung der geringeren Beteiligung des L-M-Kanals zur Blendung wird durch den Vergleich der spektralen Empfindlichkeiten bei einem Beobachtungswinkel von  $\theta = 10^\circ$  bestätigt. Der Vergleich ist in Abbildung 7.7 zu sehen und zeigt auch hier im Vergleich zur Detektionsempfindlichkeit deutlich geringere

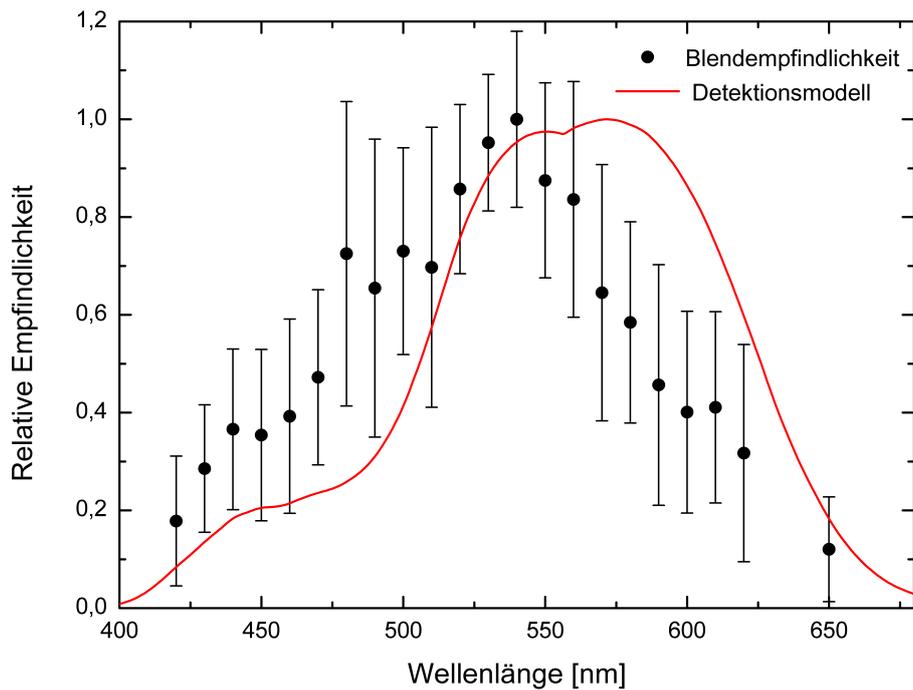


Abbildung 7.6: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung im Vergleich mit dem zuvor bestimmten Modell für die spektrale Empfindlichkeit der Detektion bei fovealer Objektposition und einer Hintergrundleuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$

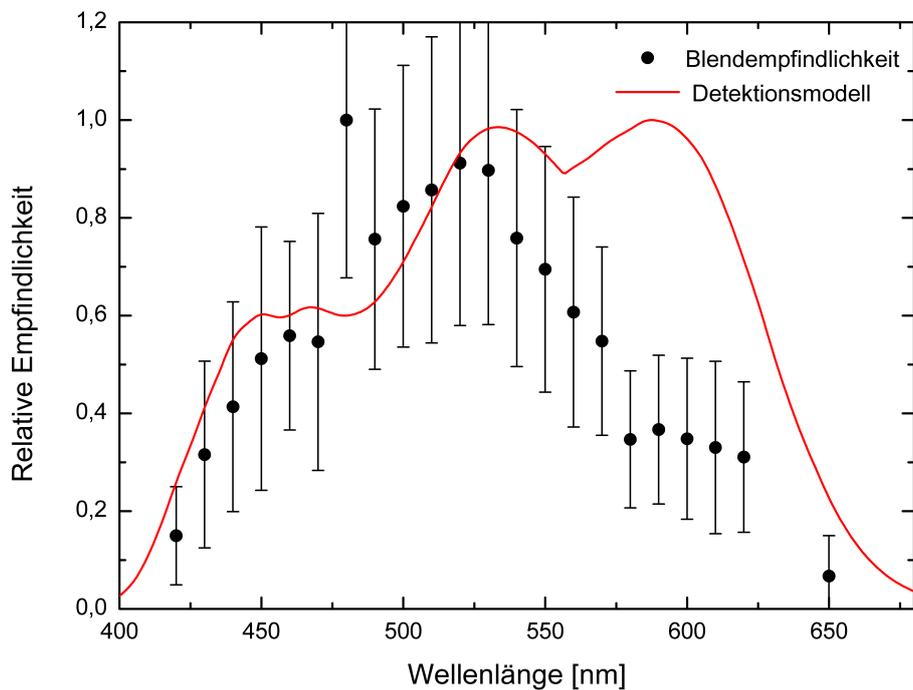


Abbildung 7.7: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung im Vergleich mit dem zuvor bestimmten Modell für die spektrale Empfindlichkeit der Detektion bei einer Objektposition von  $\theta = 10^\circ$  und einer Hintergrundleuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$

Blendempfindlichkeiten im langen Wellenlängenbereich ab 550 nm. Im Gegensatz zur fovealen Sehbedingung gibt es jedoch keine Unterschiede der beiden Empfindlichkeiten im Bereich kurzer Wellenlängen.

Abbildung 7.8 zeigt den Vergleich der Detektions- und Blendempfindlichkeit für

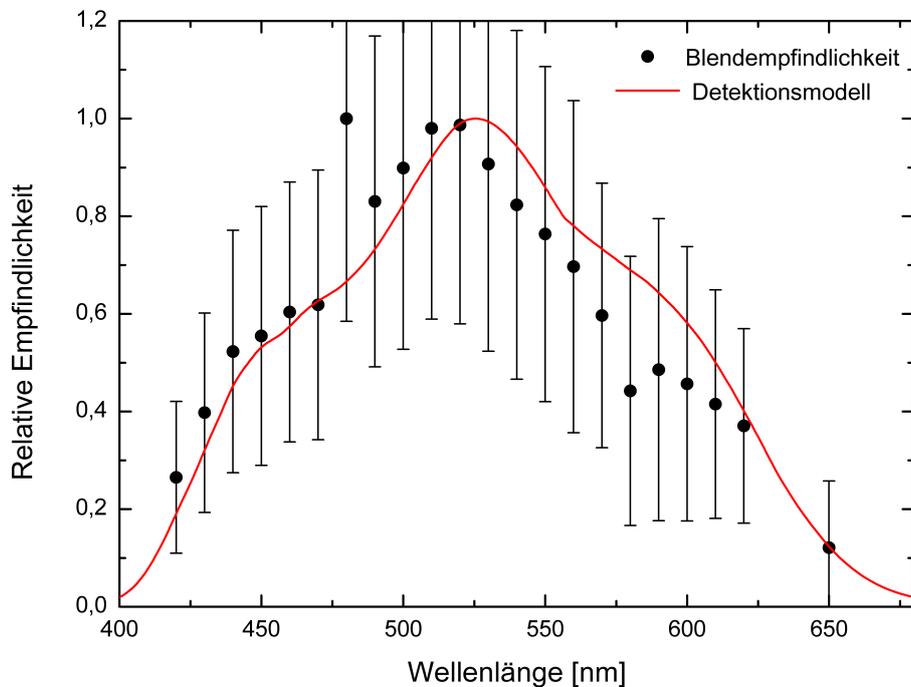


Abbildung 7.8: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung im Vergleich mit dem zuvor bestimmten Modell für die spektrale Empfindlichkeit der Detektion bei einer Objektposition von  $\theta = 20^\circ$  und einer Hintergrundleuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$

ein Detektionsobjekt bei  $\theta = 20^\circ$ . Hier ist nur ein geringer Unterschied der beiden Empfindlichkeiten zu sehen und das Modell zur Detektionsempfindlichkeit passt gut zu den gewonnenen Daten der Blendempfindlichkeit. Eine mögliche Erklärung für die gute Übereinstimmung im langen Wellenlängenbereich kann sein, dass hier auch bei der Detektion der L-M-Kanal kaum einen Beitrag zur Detektion liefert. Dadurch, dass quasi nur noch Stäbchen vorhanden sind, entsteht folglich eine geringe Interaktion zwischen den verschiedenen Rezeptortypen. Außerdem ist es weiterhin nicht möglich, dass unterschiedliche Rezeptoren unterschiedliche Wahrnehmungsprozesse übernehmen können. Da nur noch wenige Zapfen vorhanden sind, ist die Empfindlichkeit sowohl der Blendung, als auch der Detektion hauptsächlich von Stäbchen abhängig. Dies ist auch an der relativ guten Übereinstimmung der Daten mit der  $V'(\lambda)$ -Kurve zu erkennen (vergleiche Abbildung 7.4). Die geringen Abweichungen im langen Wellenlängenbereich kann durch wenige verbliebene Zapfen in der Region erklärt werden.

Der Vergleich der spektralen Empfindlichkeit der physiologischen Blendung zum zuvor vorgestellten Modell der spektralen Detektionsempfindlichkeit hat ergeben, dass vor allem für foveale Beobachtungsobjekte ein Unterschied besteht. In die-

sem Bereich ist der Mensch für kurze Wellenlängen in der Blendung empfindlicher als in der Detektion. Umgekehrt führen lange Wellenlängen zu einer geringeren Blendung. Erscheint das Objekt jedoch in der Peripherie, so wird die Ausprägung dieser Unterschiede geringer, und verschwindet bei großen Winkeln von  $\theta = 20^\circ$  sogar. Als eine mögliche Ursache kann die abnehmende Vielfalt der Rezeptortypen bei steigendem Beobachtungswinkel genannt werden. Da dies jedoch nicht die einzig mögliche Erklärung ist, werden im nächsten Abschnitt weitere Thesen erläutert und mit den Daten verglichen.

### 7.4 Mögliche Ursachen

Dem unterschiedlichen Verhalten der Empfindlichkeiten der Detektion und der physiologischen Blendung, welches im vorangegangenen Kapitel vorgestellt wurde, können mehrere Ursachen zu Grunde liegen. In diesem Abschnitt sollen drei dieser Ursachen aufgeführt und anhand der Daten auf Plausibilität hin geprüft werden.

#### Anregung unterschiedlicher Regionen auf der Netzhaut

Die wohl naheliegendste Erklärung für unterschiedliche Empfindlichkeiten der Detektion und Blendung liegt darin, dass der Blendreiz um  $-3,43^\circ$  neben dem Detektionsobjekt auftaucht, und somit unterschiedliche Regionen auf der Netzhaut angeregt werden. Da die Detektionsobjekte bei den Versuchen zur Detektion und Blendung an der gleichen Exzentrizität  $\theta$  abgebildet wurden, folgt, dass die Blendreize andere Bereiche auf der Netzhaut abdecken und sich daher die Empfindlichkeit unterscheidet.

Diese These kann durch die Daten zunächst unterstützt werden. Betrachtet man den Vergleich der Empfindlichkeiten der Detektion und Blendung bei fovealem Detektionsobjekt aus Abbildung 7.6, so ist festzustellen, dass die Empfindlichkeit der Blendung in kurzen Wellenlängenbereichen höher, in langen Wellenlängenbereichen geringer ist. Vergleicht man dies mit der Rezeptorverteilung auf der Netzhaut, und berücksichtigt die Tatsache, dass der Blendreiz unter einer größeren Exzentrizität dargestellt wird, kann festgestellt werden, dass die S-Zapfendichte steigt, wohingegen die L- und M-Zapfendichte abnimmt. Folglich sind am Ort des Blendreizes auf der Netzhaut im Vergleich zur Position des Detektionsobjektes mehr Rezeptoren, welche im kurzen Wellenlängenbereich aktiv sind, und weniger, welche im langen Wellenlängenbereich für die Wahrnehmung zuständig sind, vorhanden.

Die Argumentation hält auch bei den anderen beiden Beobachtungswinkeln stand. Zu größeren Winkeln nimmt die Zapfendichte ab, wodurch auch bei  $\theta = 10^\circ$  die Empfindlichkeit der Blendung im Bereich großer Wellenlängen, im Vergleich zur Detektion, abnimmt. Die Abnahme der S-Zapfen, und damit eine geringere Empfindlichkeit im kurzen Wellenlängenbereich kann hier von den Stäbchen kompensiert werden, wodurch die Empfindlichkeit der Blendung und der Detektion hier

gleich sein kann (vergleiche Abbildung 7.7).

Bei einem Detektionswinkel von  $\theta = 20^\circ$  ist in Abbildung 7.8 kaum ein Unterschied zwischen Detektion und Blendung sichtbar. Auch dies lässt sich durch die These erklären. Bei einer Exzentrizität von  $\theta = 20^\circ$  gibt es kaum noch Veränderungen in der Rezeptorverteilung. Die Dichte der Zapfen ist im Vergleich zu den Stäbchen bereits sehr gering, wodurch eine Abnahme kaum einen Einfluss hat. Ein kleiner Einfluss kann bei Betrachtung der Mittelwerte erahnt werden, eine eindeutige Aussage über eine Abnahme kann jedoch aufgrund der großen Standardabweichungen nicht getroffen werden. Die Wahrnehmung wird größtenteils von den Stäbchen übernommen, sodass die unterschiedliche Position keine entscheidende Rolle spielt.

Allerdings gibt es auch Argumente, welche gegen diese These sprechen.

Ein starkes Argument gegen die These besteht darin, dass die physiologische Blendung betrachtet wird. Dabei entsteht eine Verringerung der Sehleistung, aufgrund eines geringeren Kontrastes zwischen Objekt und Hintergrund. Maßgeblich für den geringeren Kontrast ist ein Schleier, welcher sich zusätzlich zum Hintergrund über die Netzhaut legt. Folglich ist das Signal an der Position des Blendereizes nicht ausschlaggebend für die Verringerung des Kontrastes, sondern der Schleier an der Position des Detektionsobjektes. Für den physiologischen Blendprozess sollten demnach die gleichen Rezeptoren verantwortlich sein, wie beim Detektionsprozess, was im deutlichen Widerspruch zur aufgestellten These steht.

Weiterhin muss erwähnt werden, dass obwohl die These qualitativ gut zu den Daten passt, eine quantitative Überprüfung nur bedingt möglich ist. Zu den Winkeln des Blendereizes wurden keine Detektionstests durchgeführt, um einen direkten Vergleich erstellen zu können. Für die Detektion wurde jedoch ein Winkel von  $\theta = 2,65^\circ$  aufgenommen. Dieser kann mit dem Blendereiz bei fovealem Detektionsobjekt verglichen werden. Zwar ist der Winkel des Blendereizes mit  $\omega = -3,43^\circ$  nicht identisch, aber die Abweichung ist gering. In Abbildung 7.9 ist der Vergleich der Blendung bei fovealem Objekt und der Detektion bei  $\theta = 2,65^\circ$  zu sehen. Für kurze Wellenlängenbereiche stimmen die Daten mit dem Detektionsmodell gut überein, im Bereich langer Wellenlängen ist jedoch eine deutliche Abweichung zu erkennen. Die fehlende quantitative Übereinstimmung ist ein weiteres Argument gegen die ursprünglich aufgestellte These.

### Streuprozesse im Auge

Eine weitere Erklärung liefern die Streuprozesse im Auge. Diese Erklärung deckt sich mit der Theorie der Entstehung der Blendung. Dabei geht man davon aus, dass der Schleier auf der Netzhaut durch Streuprozesse im Auge entsteht. Bei Betrachtung der Streupartikel in Bezug auf Größe und Form wird meist von Rayleigh-Streuung ausgegangen [8, 104, 105]. Diese ist wellenlängenabhängig [101, 155] und führt folglich zu einer Änderung der spektralen Empfindlichkeit.

Um diese These anhand der Daten überprüfen zu können, wurde die spektrale

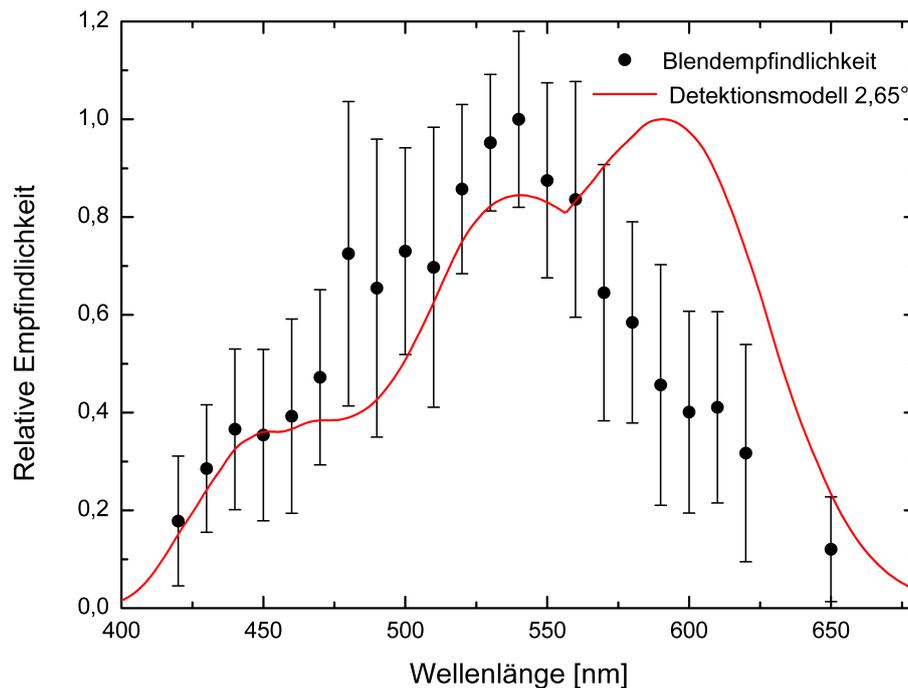


Abbildung 7.9: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung bei einer Objektposition von  $\theta = 0^\circ$  im Vergleich mit dem zuvor bestimmten Modell für die spektrale Empfindlichkeit der Detektion bei einer Objektposition von  $\theta = 2,65^\circ$

Empfindlichkeitsfunktion der Detektion, wie sie in 5.5 berechnet wurde, mit der Wellenlängenabhängigkeit der Rayleigh-Streuung multipliziert und normiert:

$$s_{\text{Blendung}}(\lambda) = \text{Norm}(s_{\text{Detektion}}(\lambda) \cdot \lambda^{-4}), \quad (7.1)$$

wobei  $s(\lambda)$  jeweils die Empfindlichkeitsfunktionen darstellen. Die so gewonnene Empfindlichkeitsfunktion wird in Abbildung 7.10 mit den Daten für ein foveales Objekt verglichen. Es ist deutlich zu sehen, dass das Modell der Rayleigh-Streuung die Daten innerhalb der Messungenauigkeiten beschreiben kann. Durch die stärkere Gewichtung kurzer und geringere Gewichtung langer Wellenlängen werden die Abweichungen der Empfindlichkeit der Blendung vom Detektionsmodell kompensiert. Die These der Rayleigh-Streuung wird somit sowohl durch die Daten, als auch die theoretische Beschreibung der Entstehung der Blendung unterstützt.

Bei Betrachtung der anderen beiden Datensätze in Abbildung 7.11 und 7.12 fällt jedoch auf, dass es durch die Gewichtung mit  $\lambda^{-4}$  zu einer Überbewertung der kurzen Wellenlängen durch das Modell kommt. Diese Tatsache spricht zunächst gegen die These, dass die Blendung durch Rayleigh-Streuung verursacht wird. Dennoch kann die These der Streuung nicht vollständig verworfen werden. Neben der Rayleigh-Streuung existieren noch weitere Streumechanismen, welche von der Form und Größe der Streupartikel, sowie der Richtung der Streuung abhängen [101]. Weiterhin kommt es im Auge zu Mehrfachstreuung, welche zu einem komplexen, im Rahmen dieser Arbeit nicht modellierbaren System, führt, wodurch explizite Aussagen erschwert werden [156].

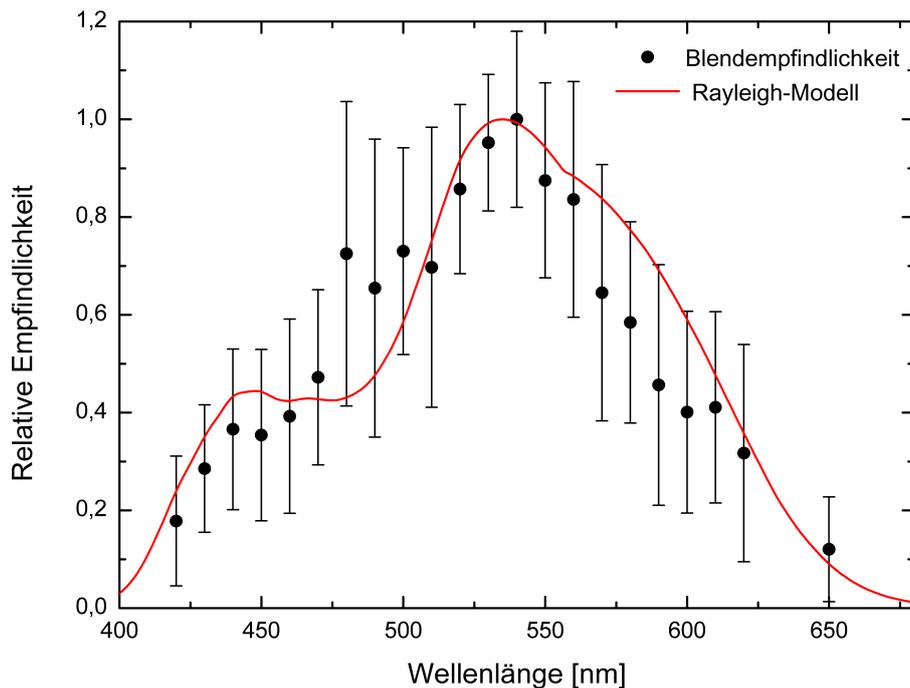


Abbildung 7.10: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung bei einer Objektposition von  $\theta = 0^\circ$  im Vergleich mit dem zuvor bestimmten Modell für die spektrale Empfindlichkeit der Detektion gewichtet mit der Wellenlängenabhängigkeit der Rayleigh-Streuung

Laut [105] sind die Streuprozesse im Auge nicht konstant über den Einfallswinkel des Lichts. So wird zentral eintreffendes Licht eher wellenlängenabhängig nach Rayleigh gestreut, während peripher eintreffendes Licht wellenlängenunabhängig, z.B. durch Mie-Streuung gestreut wird. Letztere Argumentation passt gut zu den Daten bei fovealem Detektionsobjekt, bei der die Rayleigh-Streuung eine gute Erklärung liefert und den Daten bei  $\theta = 20^\circ$ , bei welcher die Empfindlichkeit für Detektion und Blendung vergleichbar sind und keine Änderung des relativen Verlaufes durch wellenlängenabhängige Prozesse stattfindet.

Die Daten bei  $\theta = 10^\circ$  zeigen ein anderes Verhalten. Hier liefert keines der Streumodelle eine akzeptable Repräsentation der Daten. Während eine wellenlängenunabhängige Streuung für die Daten im kurzen Wellenlängenbereich spricht, zeigt ein solches Modell Abweichungen im Bereich langer Wellenlängen. Das Modell der wellenlängenabhängigen Rayleigh-Streuung hingegen liefert ein umgekehrtes Ergebnis. Eine Erklärung hierfür kann der Übergang von Rayleigh- zu Mie-Streuung sein. Während Rayleigh-Streuung die Streuung an kleinen Partikeln im Vergleich zur Wellenlänge beschreibt, beschreibt Mie-Streuung die Streuung an Partikeln in der Größenordnung der Wellenlänge [101]. Wenn man also annimmt, dass die Rayleigh-Streuung mit steigendem Winkel abnimmt und zur Mie-Streuung wird [105], so wäre ein Grund dafür der steigende Wirkungsquerschnitt (effektive Größe) der Streupartikel. So kann es sein, dass für lange Wellenlängen das Rayleigh-Kriterium noch erfüllt ist, während dies für die kurzen Wellenlängen nicht mehr der Fall ist, wodurch kurze Wellenlängen wellenlängenunabhängig

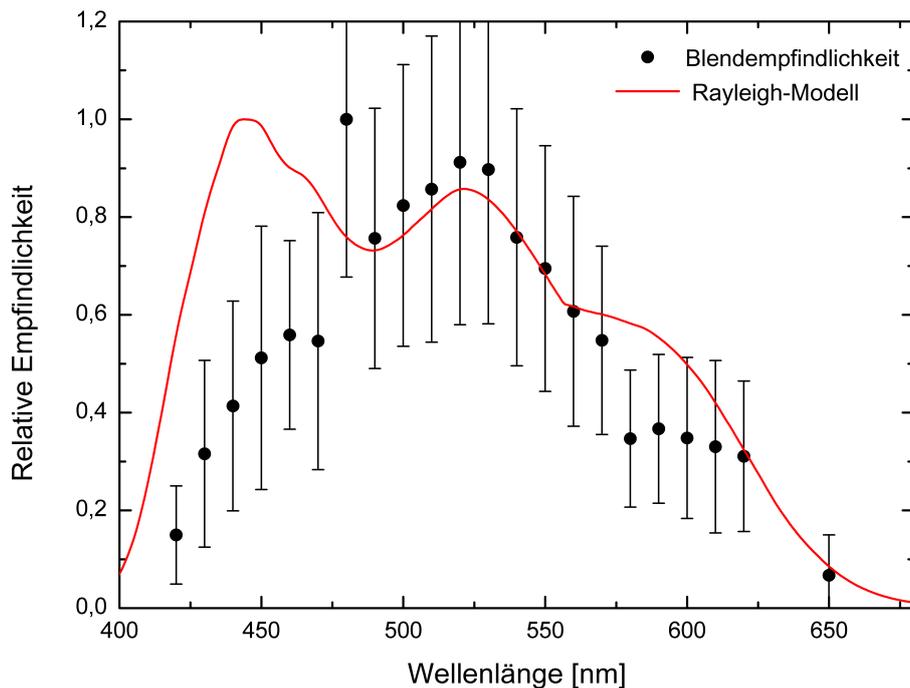


Abbildung 7.11: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung bei einer Objektposition von  $\theta = 10^\circ$  im Vergleich mit dem zuvor bestimmten Modell für die spektrale Empfindlichkeit der Detektion gewichtet mit der Wellenlängenabhängigkeit der Rayleigh-Streuung

und lange Wellenlängen wellenlängenabhängig gestreut werden. Diese Erkenntnis deckt sich auch mit vorangegangenen Untersuchungen [104].

Die These der Streuung ist komplex und in dieser Arbeit ist es daher nicht möglich sie zu bestätigen oder zu negieren. Es kann für alle Daten eine Erklärung gefunden werden, allerdings gibt es keine Möglichkeit diese entsprechend zu überprüfen.

### Winkelunabhängige Blendung

Eine weitere Erklärung stellen unterschiedliche Adaptationsbedingungen dar. Dabei wird davon ausgegangen, dass die Adaptationsbedingungen keinen Einfluss auf die spektrale Empfindlichkeit der Blendung haben. Da der Blendreiz immer sehr hell ist, kann er als photopisch angenommen werden. Im photopischen Bereich sind Stäbchen nicht aktiv, wodurch der Wahrnehmungsprozess nur von den Zapfen übernommen wird. Die Verteilung der Rezeptoren würde dann keine Rolle mehr spielen, da sich die Entwicklung der Rezeptordichte der verschiedenen Zapfen ähnlich über die Exzentrizität verhält. Dadurch kommt es nur zu absoluten Änderungen der spektralen Empfindlichkeit, nicht aber zu relativen. Weiterhin können andere retinale und post-retinale Mechanismen den Blendprozess beeinflussen, wodurch der Unterschied zur  $V(\lambda)$ -Funktion zu erklären wäre.

Für diese These spricht die Tatsache, dass sich die verschiedenen Empfindlichkeiten kaum voneinander unterscheiden und sich in einigen Fällen sogar gar keine

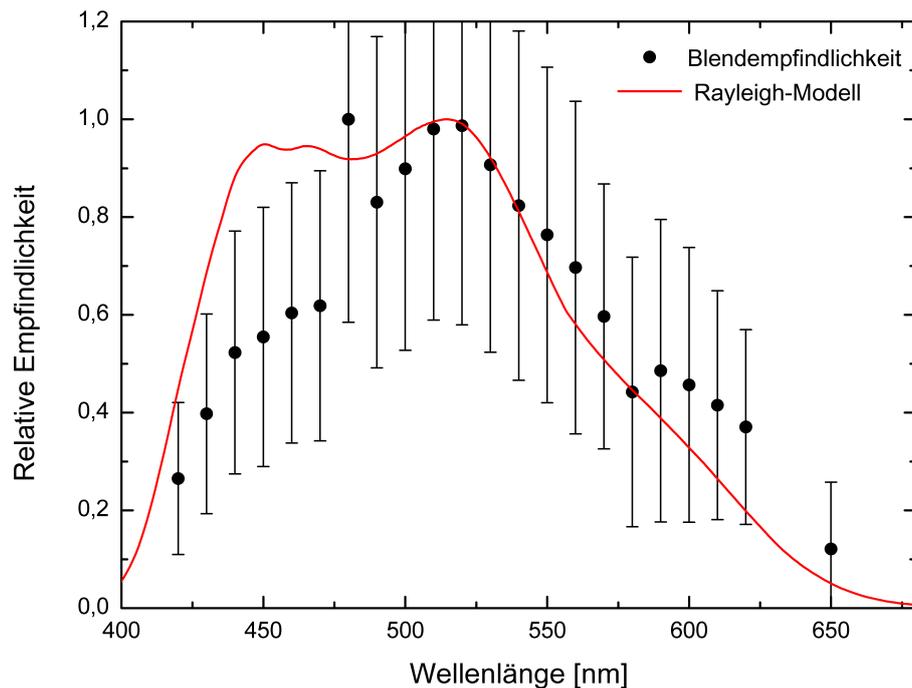


Abbildung 7.12: Relative Empfindlichkeit der physiologischen Blendung bei einer Objektposition von  $\theta = 20^\circ$  im Vergleich mit dem zuvor bestimmten Modell für die spektrale Empfindlichkeit der Detektion gewichtet mit der Wellenlängenabhängigkeit der Rayleigh-Streuung

statistisch signifikante Unterscheidung feststellen lässt (vergleiche Abbildung 7.5 und Tabelle 7.1). Dadurch hätte der Blendprozess eine winkel- und adaptationsunabhängige Ursache.

Gegen diese These spricht, dass die Bedingung bei fovealem Detektionsobjekt große Unterschiede zum Detektionsmodell und zur  $V(\lambda)$ -Funktion aufweisen, obwohl die Adaptationsbedingungen so gewählt sind, dass nur Zapfen aktiv sind. Weiterhin zeigt die statistische Analyse trotz des ähnlichen Verlaufes aus Abbildung 7.5 zumindest signifikante Unterschiede zwischen den fovealen und peripheren Sehbedingungen (vergleiche Tabelle 7.1). Ein weiterer Widerspruch findet sich darin, dass unter großen Winkeln, z.B.  $\theta = 20^\circ$ , kaum Zapfen vorhanden sind, wodurch diese auch nicht primär zum Blendprozess beitragen sollten.

### Kombination der Thesen

Aufgrund der vorliegenden Daten kann keine der oben genannten Thesen bestätigt oder verworfen werden. Und obwohl die Theorie der Streuung die vielversprechendste zu sein scheint, ist diese sehr komplex und weist noch einige Schwächen auf. Als weitere Möglichkeit sei genannt, dass auch eine Kombination der oben genannten Ursachen, oder ein hier nicht aufgeführter, eventuell noch unbekannter Grund für die Unterschiede in der Empfindlichkeit von Detektion und Blendung verantwortlich sein kann. Aufgrund des großen Umfangs des Gebietes und

des Aufwands zur näheren Überprüfung der Thesen ist eine definitive Aussage in dieser Arbeit leider nicht möglich. Dennoch sollen im Ausblick dieser Arbeit einige experimentelle Möglichkeiten genannt werden, welche mit dem vorhandenen Aufbau durchgeführt werden können, um die Thesen näher zu untersuchen und eventuell auszuschließen oder zu validieren.

## 7.5 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden die Ergebnisse der Untersuchungen zur Ermittlung der spektralen Empfindlichkeit der physiologischen Blendung im mesopischen Bereich vorgestellt. Nach der Vorstellung der Testparameter wurde eine phänomenologische Analyse der aufgenommenen Daten durchgeführt. Anhand dieser Analyse konnte festgestellt werden, dass weder die  $V(\lambda)$ - noch die  $V'(\lambda)$ -Funktion die Empfindlichkeit der physiologischen Blendung korrekt vorhersagen kann. Die gemessene Empfindlichkeit zeigte im Vergleich zur  $V(\lambda)$ -Funktion in allen Fällen erhöhte Werte im kurzen Wellenlängenbereich, und geringere Werte im langen Wellenlängenbereich. Der Vergleich mit der  $V'(\lambda)$ -Funktion hatte ein umgekehrtes Ergebnis.

Aufgrund der starken Ähnlichkeit der gemessenen Empfindlichkeiten in den unterschiedlichen Beobachtungsbedingungen wurde im Anschluss eine statistische Analyse mittels einer ANOVA durchgeführt. Diese ergab, dass die Adaptationsleuchtdichte keinen Einfluss auf die relative Empfindlichkeit zu haben scheint. Als Grund dafür konnte die Tatsache benannt werden, dass die Adaptationsstrahldichte viel geringer ist, als der Blendreiz, und somit vernachlässigt werden kann. Weiterhin konnte zwischen den peripheren Bedingungen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Eine eindeutige Erklärung konnte an dieser Stelle nicht gefunden werden.

Im nächsten Schritt ist die gemessene Empfindlichkeit für die physiologische Blendung mit den zuvor in Abschnitt 5.5 bestimmten Detektionsempfindlichkeitsfunktionen verglichen worden. Der Vergleich hat ergeben, dass bei fovealem Sehen ein Unterschied zwischen den Empfindlichkeiten der Detektion und Blendung besteht. Ähnlich dem Vergleich zur  $V(\lambda)$ -Funktion zeigte sich hier eine größere Empfindlichkeit der Blendung im Bereich kurzer Wellenlängen und eine geringe Empfindlichkeit im Bereich langer Wellenlängen. Für periphere Detektionsobjekte wird dieser Unterschied aber geringer und verschwindet bei  $\theta = 20^\circ$  sogar vollständig. Zum Abschluss wurden drei Thesen für mögliche Ursachen der spektralen Empfindlichkeit der physiologischen Blendung genannt und anhand der Daten überprüft. Als Ursachen wurden hier unterschiedliche Anregungszentren von Detektion und Blendung auf der Netzhaut, Streuprozesse im Auge, eine winkelunabhängige Blendung durch große Blendstrahldichten, sowie eine mögliche Kombination der Thesen beschrieben. An dieser Stelle konnte keine der Thesen eindeutig abgelehnt oder belegt werden, am vielversprechendsten wird jedoch die These angesehen, dass die Blendung und die spektrale Empfindlichkeit durch Streuprozesse im Auge

verursacht und beeinflusst werden.

## Kapitel 8

### Diskussion

Die durchgeführten Untersuchungen zeigen, dass die  $V(\lambda)$ -Funktion nicht dazu geeignet ist, die Detektionsempfindlichkeit für die getesteten Parameter zu beschreiben. Für Anwendungen im mesopischen Bereich, oder jene, bei welchen Objekte in der Peripherie erkannt werden müssen, ist es daher sinnvoll eine neue Empfindlichkeitsfunktion zu definieren. Die in dieser Arbeit bestimmten Empfindlichkeitsfunktionen können hierfür einen Anfang darstellen.

Für eine bessere Detektion könnte die spektrale Verteilung verwendeter Lichtquellen entsprechend angepasst werden. In Anwendungsbereichen, welche keinen starken Regularien unterliegen, wie zum Beispiel die Anpassung der Lichtverhältnisse in Filmvorstellungen, könnten die ermittelten spektralen Empfindlichkeiten einen Ansatz zur Optimierung bieten.

In stark regulierten Bereichen, wie der KFZ-, oder Straßenbeleuchtung können die ermittelten Funktionen lediglich eine Hilfestellung liefern, da die Normen Grenzwerte entsprechend der  $V(\lambda)$ -Gewichtung vorgeben.

Die ermittelten Funktionen sind relative Kurven, für die Bestimmung absoluter integraler Werte müsste eine entsprechende Größe eingeführt, und für diese ein neues Strahlungsequivalent bestimmt werden. Ein solcher Vorgang müsste für jede Empfindlichkeitsfunktion durchgeführt werden. Aus diesem Grund ist es weiterhin erstrebenswert eine einzelne globale Empfindlichkeitsfunktion zu definieren.

Die Untersuchungen sind aufgrund der geringen Anzahl an Umgebungsbedingungen nicht dazu geeignet, eine globale Funktion für die mesopische Wahrnehmung zu bestimmen. Um dies zu erreichen und eine detaillierte Entwicklung der Linear-koeffizienten bei Veränderung der Leuchtdichte  $L_U$  als auch des Detektionswinkels  $\theta$  zu beschreiben, sind weitere Untersuchungen mit anderen Bedingungen notwendig.

Eine globale Empfindlichkeitsfunktion für den mesopischen Bereich könnte die Form

$$V_{\text{mes}}(\lambda) = a(L_U, \theta) \cdot V(\lambda) + b(L_U, \theta) \cdot V'(\lambda) + c(L_U, \theta) \cdot S(\lambda) + d(L_U, \theta) \cdot \langle L - M \rangle(\lambda) \quad (8.1)$$

haben, wobei  $a, b, c, d$  zweidimensionale Funktionen der Umgebungsleuchtdichte  $L_U$  und des Detektionswinkels  $\theta$  sind, welche noch bestimmt werden müssen.

Die im Rahmen dieser Arbeit getesteten zwei Ankerwerte reichen für eine Bestimmung nicht aus. Der verwendete Aufbau ist jedoch modular gehalten, sodass eine Änderung der Testparameter ohne Erweiterungen des Aufbaus möglich ist. Durch die Verwendung desselben Aufbaus und derselben Methodik wäre weiterhin eine

Integration der vorliegenden Daten in neue Untersuchungen gegeben.

Ein weiterer Aspekt der spektralen Empfindlichkeit für Detektion und physiologische Blendung, welcher in dieser Arbeit nicht untersucht werden konnte, ist die Additivität der Empfindlichkeitskurven und deren Anwendbarkeit für spektral breitbandige Objekte, beziehungsweise Blendquellen. Um diese zu überprüfen, können statt der monochromatischen Detektionsobjekte beziehungsweise Blendquellen, unterschiedliche breitbandige Lichtquellen verwendet und mit den in dieser Arbeit ermittelten Empfindlichkeitskurven gewichtet werden. Sollten die Empfindlichkeitskurven auch für breitbandige Lichtquellen gültig sein, sollte sich der Schwellenkontrast gemäß der gewichteten integralen Helligkeitsgröße verhalten.

## Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde die spektrale Empfindlichkeit für die Detektion und für die physiologische Blendung bei mesopischen Umgebungsbedingungen bestimmt. Für die Detektion wurde ein mathematisches Modell entworfen, um die Empfindlichkeit zu beschreiben.

Der bereits vorhandene Aufbau wurde um eine Blendquelle erweitert, sodass für alle Tests der gleiche Versuchsaufbau verwendet werden konnte. Dies ermöglichte es, die gewonnenen Empfindlichkeitskurven vergleichen zu können.

Im ersten Teil der Arbeit wurde die spektrale Empfindlichkeit für die Detektion untersucht. Die Schwellenstrahldichten wurden mithilfe einer doppelten Staircase-Methode bestimmt. Die Empfindlichkeitskurven wurden für zwei Detektionswinkel,  $\theta = 0^\circ$  und  $\theta = 20^\circ$ , bestimmt. Zur weiteren Analyse wurden zusätzlich Daten von zwei weiteren Detektionswinkeln,  $\theta = 2,65^\circ$  und  $\theta = 10^\circ$ , aus einer vorangegangenen Arbeit am Fachgebiet Lichttechnik der Technischen Universität Darmstadt, welche am selbem Aufbau aufgenommen wurden, verwendet. Die Daten wurden zunächst phänomenologisch analysiert. Dabei konnte festgestellt werden, dass die gewonnenen Empfindlichkeitskurven für keine der getesteten Detektionsbedingungen mit der  $V(\lambda)$ -Funktion übereinstimmten. Weiterhin konnten die Beiträge der einzelnen Rezeptortypen zum Wahrnehmungsprozess identifiziert werden. Es zeigte sich, dass maßgeblich vier Kanäle an der Detektion beteiligt sind. Diese sind der achromatische Helligkeitskanal  $V(\lambda)$ , welcher eine Kombination aus den Empfindlichkeitskurven der L- und M-Zapfen darstellt, der Kanal für das Nachtsehen  $V'(\lambda)$ , welcher durch die Empfindlichkeit der Stäbchen wiedergegeben wird, sowie die beiden chromatischen Kanäle der S-Zapfen und des L-M-Opponentkanals.

In einem weiteren Schritt wurden die Daten mit der mesopischen Empfindlichkeitskurve, welche von der CIE vorgeschlagen wurde, verglichen. Der Vergleich zeigte, dass die mesopische Hellempfindlichkeit nicht ausreichend von dem Modell der CIE beschrieben werden kann. Die Schwächen des mesopischen Modells der CIE liegen vor allem in der Tatsache, dass der Beobachtungswinkel  $\theta$  nicht berücksichtigt wird. Ein weiterer Nachteil des CIE-Modells besteht darin, dass nur die zwei Wahrnehmungskanäle  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$  berücksichtigt werden. Die chromatischen Kanäle werden nicht betrachtet.

Auf Grundlage der phänomenologischen Analyse und dem Vergleich mit dem Modell der CIE ist ein neues Modell zur Beschreibung der Hellempfindlichkeit entwickelt worden. Das Modell basiert auf einer Linearkombination der Basisfunktionen welche die oben genannten Kanäle  $V(\lambda)$ ,  $V'(\lambda)$ , S-Zapfen, sowie den L-M-Opponentkanal widerspiegeln sollen. Um ein möglichst einfaches Modell zu

erhalten, wurden Vereinfachungen an den Basisfunktionen vorgenommen, sodass für den L-M-Opponentkanal eine Diodenfunktion des positiven Abschnitts verwendet wurde. Weiterhin werden die S-Zapfen als alleiniger Vertreter des zweiten chromatischen Kanals anstelle einer Kombination aus S-(L+M) verwendet.

Eine Anpassung des Modells erfolgte für jede Detektionsbedingung unabhängig. Die Güte der Anpassung war in allen Fällen sehr gut, sodass das Modell eine Möglichkeit darstellt, die Daten zu beschreiben.

In einem letzten Schritt wurden die Linearkoeffizienten, welche den Beitrag der einzelnen Basisfunktionen beschreiben, bezüglich ihres Verhaltens bei den unterschiedlichen Bedingungen analysiert. Dabei konnte festgestellt werden, dass sich der Beitrag der achromatischen Kanäle  $V(\lambda)$  und  $V'(\lambda)$  gemäß der Rezeptorverteilung auf der Netzhaut verhält. Für die Beiträge der chromatischen Kanäle konnte dies nicht bestätigt werden. Ein Grund dafür ist, dass die chromatischen Kanäle auf postrezeptoralen Prozessen basieren, welche nicht durch die Rezeptorverteilung beschrieben werden können.

Der zweite Teil der Arbeit behandelte die spektrale Empfindlichkeit der physiologischen Blendung. Hierfür wurde der vorhandene Aufbau um eine Blendquelle erweitert, sodass die Untersuchungen unter den gleichen Umgebungsbedingungen durchgeführt werden konnten. Auch wurden die Ergebnisse zunächst phänomenologisch analysiert und mit der Hellempfindlichkeitsfunktion  $V(\lambda)$  verglichen. Es konnte festgestellt werden, dass auch im Falle der physiologischen Blendung die  $V(\lambda)$ -Funktion nicht geeignet ist, um die spektrale Empfindlichkeit zu beschreiben. Im Vergleich zur  $V(\lambda)$ -Funktion war eine erhöhte Empfindlichkeit im kurzwelligen Spektralbereich zu beobachten, während im langwelligen Spektralbereich die  $V(\lambda)$ -Funktion eine größere Empfindlichkeit vorhersagte. Dies war für alle Umgebungsbedingungen der Fall.

Aufgrund der Ähnlichkeiten der Kurvenverläufe wurde eine statistische Analyse durchgeführt, um sicherzustellen, dass die Daten sich für die verschiedenen Bedingungen unterscheiden. Daraus ergab sich, dass die Umfeldleuchtdichte keinen nachweisbaren Einfluss auf die spektrale Empfindlichkeit der physiologischen Blendung hat. Weiterhin konnte festgestellt werden, dass ein signifikanter Unterschied zwischen fovealer und peripherer Sehaufgabe besteht. Ein solcher Unterschied konnte zwischen den beiden peripheren Bedingungen jedoch nicht gefunden werden.

In einer weiteren Analyse wurde die Empfindlichkeit der physiologischen Blendung mit den zuvor bestimmten Modellen der Empfindlichkeitsfunktionen für die Detektion verglichen. Für ein foveales Detektionsobjekt zeigt der Vergleich mit der Detektionsempfindlichkeit die gleiche Tendenz, wie der Vergleich zur  $V(\lambda)$ -Kurve. Im Bereich kurzer Wellenlängen ist eine erhöhte Empfindlichkeit der Blendung im Vergleich zur Detektion zu sehen, während das Verhalten im langen Wellenlängenbereich umgekehrt ist. Die erhöhte Empfindlichkeit im kurzen Wellenlängenbereich ist auch bei einem Detektionswinkel von  $\theta = 10^\circ$  gegeben. Allerdings sind bei diesem Detektionswinkel Detektions- und Blendempfindlichkeit im langen

Wellenlängenbereich annähernd gleich. Bei einem Detektionswinkel von  $\theta = 20^\circ$  sind die Kurven für Detektions- und Blendempfindlichkeit nahezu identisch.

Es wurden drei mögliche Ursachen für das Verhalten der spektralen Empfindlichkeit der physiologischen Blendung im Vergleich zur Detektionsempfindlichkeit erörtert.

Die erste mögliche Ursache geht davon aus, dass durch den unterschiedlichen Winkel, an welchem die Blendquelle auf der Netzhaut abgebildet wird, auch andere Rezeptoren beziehungsweise Rezeptorverteilungen angesprochen werden. In diesem Fall wären die Daten unter unterschiedlichen Umgebungsbedingungen aufgenommen, und daher verschieden. Gegen diese Theorie spricht jedoch die Tatsache, dass laut Definition die physiologische Blendung einen Einfluss auf die Sehleistung hat, entsprechend müssten auch die Rezeptoren im Bereich des Detektionsobjektes involviert sein. Diese Theorie lässt sich auf zwei Arten überprüfen. Quantitativ wäre eine Überprüfung möglich, indem die Detektionsbeziehungsweise Blendwinkel so gewählt würden, dass der Blendwinkel aus den Blendungsuntersuchungen mit dem Detektionswinkel der Detektionsuntersuchungen identisch ist. Falls die Theorie stimmen sollte, müssten sich so identische Empfindlichkeitskurven ergeben. Die zweite Möglichkeit zur Überprüfung beschreibt einen qualitativen Ansatz. In den durchgeführten Experimenten war der Blendwinkel immer so gewählt, dass er, bezogen auf den Fixationspunkt, auf der entgegengesetzten Seite des Detektionsobjektes lag. Dadurch ist der Abbildungsort des Blendreizes immer weiter in der Peripherie als der zuvor gemessene Detektionswinkel. Aufgrund der Rezeptorverteilung auf der Netzhaut führt dies durch die Zunahme an Stäbchen und Abnahme an Zapfen zu einer, relativ zur Detektion, erhöhten Empfindlichkeit im kurzen Wellenlängenbereich und einer geringeren Empfindlichkeit im langen Wellenlängenbereich. Würde die Blendquelle zwischen Fixationspunkt und Detektionsobjekt positioniert werden, würde sie folglich mehr in Richtung Zentrum abgebildet werden. Gemäß der Rezeptorverteilung müsste in diesem Fall ein umgekehrtes Verhalten zu beobachten sein, eine erhöhte Empfindlichkeit im Bereich langer Wellenlängen und eine verringerte Empfindlichkeit in kurzen Wellenlängenbereichen. Ist dies nicht der Fall kann diese Theorie negiert werden.

Die zweite mögliche Ursache für die Unterschiede der Detektions- und Blendempfindlichkeit sind Streuprozesse im Auge. Dies ist die wahrscheinlichste Theorie, da diese sich mit den physiologischen Erkenntnissen und der Theorie der Entstehung der Blendung deckt. Dabei wird davon ausgegangen, dass die Blendung durch Streuprozesse im Auge entsteht, die unterschiedliche Empfindlichkeit folgt aus der wellenlängenabhängigen Streuung. Im Bereich fovealer, oder nahezu fovealer Präsentation tritt hauptsächlich Rayleigh-Streuung auf, welche mit der vierten Potenz der Wellenlänge abnimmt. Daher werden kurze Wellenlängen stärker gestreut, was zu mehr Streulicht in diesem Spektralbereich führt, und somit eine höhere Empfindlichkeit hervorruft. Bei steigendem Winkel lässt sich vermehrt eine wellenlängenunabhängige oder gar rotlichtfavorisierende Streuung feststellen. Dies führt dazu, dass bei großen Detektions- und Blendwinkeln die

spektrale Detektions- und Blendempfindlichkeit annähernd identisch sind. Diese Theorie lässt sich nur schwer überprüfen, da sie komplexe Streutheorie enthält. Eine Möglichkeit wäre es, ein menschliches Auge nachzubilden und mithilfe von Photosensoren das Streulicht in Abhängigkeit der Wellenlänge über die Einfallswinkel zu bestimmen. Eine weitere Möglichkeit bestünde in der Untersuchung von Detektions- und Blendwinkeln, welche noch stärker in der Peripherie liegen. Laut der Theorie sollten in diesem Fall Detektions- und Blendempfindlichkeit identisch sein, falls hauptsächlich wellenlängenunabhängige Streuung in der Peripherie auftritt, oder die Blendempfindlichkeit im langen Wellenlängenbereich höher sein, falls eine rotlichtfavorisierende Streuung durch die Pigmentierung stattfindet. Weiterhin könnten gezielt Menschen mit anderen Pigmentierungen untersucht werden, um die Streuung, welche von der Pigmentierung abhängig ist, zu unterdrücken.

Die dritte Theorie zur Ursache der unterschiedlichen Empfindlichkeit von Detektion und physiologischer Blendung geht von unterschiedlichen postrezeptoralen Prozessen, oder einer Unabhängigkeit von den Adaptationsbedingungen aufgrund zu hoher Strahldichte der Blendquelle aus. In beiden Fällen könnte eine winkelunabhängige Blendung das Resultat sein. Diese Theorie lässt sich nur schwer überprüfen und sollte daher nur dann weiter betrachtet werden, wenn die anderen beiden Theorien ausgeschlossen werden können.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigen die These, dass die  $V(\lambda)$ -Kurve nicht in allen Umgebungssituationen gültig ist. Dies wurde sowohl für mesopische Bedingungen, als auch für periphere Detektionsobjekte gezeigt. Außerdem konnte festgestellt werden, dass die Blendung durch die  $V(\lambda)$ -Kurve nicht korrekt beschrieben wird. Weiterhin wurde die spektrale Empfindlichkeit für die Detektion für praxisnahe Umgebungsbedingungen vermessen.

Die neu bestimmten Empfindlichkeitsfunktionen könnten Anwendung in diversen technischen Umsetzungen finden. So könnten neue KFZ-Scheinwerfer mit Multi-LED-Systemen je nach Position und Funktion der einzelnen LED unterschiedliche spektrale Verteilungen aufweisen, um das Detektionsvermögen im gesamten Fahrzeugvorfeld zu verbessern.

Es konnte auch festgestellt werden, dass die Empfindlichkeiten für Detektion und Blendung unterschiedlich sind. Mithilfe dieses Wissens könnten spektrale Verteilungen für Lichtquellen entwickelt werden, welche die Blendung minimieren und gleichzeitig die Detektionswahrscheinlichkeit maximieren. Ein Beispiel hierfür könnten KFZ-Scheinwerfer sein, bei welchen zur Blendungsvermeidung der Blauanteil reduziert wird.

---

## Literaturverzeichnis

- [1] L. L. Holladay. *The fundamentals of glare and visibility*. Journal of the Optical Society of America A: Optics and Image Science **12** (1926) 271–319
- [2] W. S. Stiles. *The scattering theory of the effect of glare on the brightness difference threshold*. Proceedings of the Royal Society of London Series B **105** (1930)
- [3] J. H. Lambert. *Lamberts Photometrie: Photometria sive de mensura et gradibus luminis, colorum et umbrae*. Wilhelm Engelmann, Leipzig (1760)
- [4] J. E. Purkinje. *Beiträge zur Kenntniss des Sehens in subjectiver Hinsicht*. Fr. Vetterl Edlen von Wildenbrunn, Prag (1819)
- [5] J. H. Sprute. *Entwicklung lichttechnischer Kriterien zur Blendungsminimierung von adaptiven Fernlichtsystemen*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt (2012)
- [6] B. W. Zydek. *Blendungsbewertung von Kraftfahrzeugscheinwerfern unter dynamischen Bedingungen*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt (2014)
- [7] E. F. Schubert. *Light-emitting diodes*. Cambridge University Press, Cambridge, UK and New York (2003)
- [8] D. A. Atchison, G. Smith. *Optics of the human eye*. Butterworth-Heinemann, Oxford (2002)
- [9] M. Green, M. J. Allen, B. S. Abrams, L. Weintraub (Hg.). *Forensic vision with application to highway safety*. Lawyers & Judges Pub. Co., Tucson, AZ, 3. Aufl. (2008)
- [10] H.-J. Hentschel (Hg.). *Licht und Beleuchtung: Grundlagen und Anwendungen der Lichttechnik*. Hüthig, Heidelberg, 5. Aufl. (2002)
- [11] M. Bass (Hg.). *Handbook of Optics: Volume I-V: Volumes I - V*, Bd. I-V. The McGraw Hill Companies, 3. Aufl. (2010)
- [12] R. F. Schmidt, F. Lang, G. Thews (Hg.). *Physiologie des Menschen: mit Pathophysiologie*. Springer-Lehrbuch. Springer, Berlin and Heidelberg [u.a.], 29., vollst. neu bearb. u. aktualisierte Aufl. (2005)

- [13] M. Enders. *Vergleich ausgewählter Methoden zur Ermittlung der spektralen Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges*. Dissertation, Technische Hochschule Darmstadt, Darmstadt (1995)
- [14] H. J. A. Dartnall, J. K. Bowmaker, J. D. Mollon. *Human Visual Pigments: Microspectrophotometric Results from the Eyes of Seven Persons*. Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences **220** (1983) 115–130
- [15] B. Stabell, U. Stabell. *Chromatic rod-cone interaction during dark adaptation*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision **15** (1998)(11) 2809–2815
- [16] B. Stabell, U. Stabell. *Effects of rod activity on color perception with light adaptation*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision **19** (2002)(7)
- [17] R. Knight, S. L. Buck, G. A. Fowler, A. Nguyen. *Rods affect S-cone discrimination on the Farnsworth–Munsell 100-hue test*. Vision Research **38** (1998)(21) 3477–3481
- [18] A. Stockman, L. T. Sharpe. *The spectral sensitivities of the middle- and long-wavelength-sensitive cones derived from measurements in observers of known genotype*. Vision Research **40** (2000)(13) 1711–1737
- [19] Y. He, M. S. Rea, A. Bierman, J. D. Bullough. *Evaluating Light Source Efficacy under Mesopic Conditions Using Reaction Times*. Journal of the Illuminating Engineering Society **26** (1997)(1) 125–138
- [20] Y. He, A. Bierman, M. S. Rea. *A system of mesopic photometry*. Lighting Research and Technology **30** (1998) 175–181
- [21] T. M. Goodman. *Workshop - Making measurements in the mesopic region*. In CIE (Hg.), *Proceedings of the NPL-CIE-UK Conference Visual Scales; Photometric and Colorimetric Aspects*. Commission International de l'Éclairage (CIE), Wien (1997)
- [22] G. Osterberg. *Topography of the Layer of Rods and Cones in the Human Retina*. Acta Ophthalmologica (1935)(6) 1–103
- [23] H. de Marées, H. Heck. *Sportphysiologie*. Sportverlag Strauß, Köln, korr. nachdr. der 9., vollst. überarb. und erw. Aufl. (2006)
- [24] K. R. Gegenfurtner, D. C. Kiper. *COLOR VISION*. Annual Review of Neuroscience **26** (2003)(1) 181–206
- [25] H. G. Sperling. *Blue receptor distribution in primates from intense light in histochemical studies*. In G. Verriest (Hg.), *Color Vision Deficiencies V*, Seiten 30–44. Adam Hilger, Bristol (1980)

- [26] G. Wald. *Blue-Blindness in the Normal Fovea*. Journal of the Optical Society of America **57** (1967)(11) 1289–1303
- [27] A. Freiding. *Untersuchungen zur spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges im mesopischen Bereich: Dissertation*. Darmstädter Lichttechnik. Utz Verlag GmbH, München (2010)
- [28] G. Wald. *The Receptors of Human Color Vision: Action spectra of three visual pigments in human cones account for normal color vision and color-blindness*. Science **145** (1964) 1007–1016
- [29] U. Stabell, B. Stabell. *Mechanisms of chromatic rod vision in scotopic illumination*. Vision Research **34** (1994)(8) 1019–1027
- [30] S. L. Buck. *Cone-rod interaction over time and space*. Vision Research **25** (1985) 907–916
- [31] E. Hering. *Zur Lehre vom Lichtsinne: Sechs Mitteilungen an die Kaiserl. Akademie der Wissenschaften in Wien*. Carl Gerold's Sohn, Wien, 2. Aufl. (1878)
- [32] J. J. Vos, P. L. Walraven. *On the derivation of the foveal receptor primaries*. Vision Research **11** (1971)(8) 799–818
- [33] J. D. Mollon. *The Theory of Colour Vision*. In K. J. Connolly (Hg.), *Psychology survey No.2*, Seiten 128–150. Allen and Unwin, London (1979)
- [34] H.-J. Schmidt-Clausen, A. Freiding. *Sehvermögen von Kraftfahrern und Lichtbedingungen im nächtlichen Straßenverkehr*, Bd. 158 von *Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen M, Mensch und Sicherheit*. Wirtschaftsverlag NW, Verlag für neue Wissenschaft, Bremerhaven (2004)
- [35] D. Gall, E. Thiele. *Adaptationsleuchtdichte und mittlere Leuchtdichte bei direktem und indirektem Sehen*. Wissenschaftliche Zeitschrift der Technischen Hochschule Ilmenau, **14** (1968)(3) 321–325
- [36] J. Damasky. *Lichttechnische Entwicklung von Anforderungen an Kraftfahrzeugscheinwerfer*. Dissertation, Technische Hochschule Darmstadt, Darmstadt (1995)
- [37] S. Silbernagl, A. Despopoulos, R. Gay, A. Rothenburger. *Taschenatlas der Physiologie*. Georg Thieme, Stuttgart, New York, 5. Aufl. (2001)
- [38] B. Gramberg-Danielsen, E. Hartmann, H. Giehring. *Der Dunkelheitsunfall*. Enke, Stuttgart (1984)
- [39] DIN 5031-3. *Strahlungsphysik im optischen Bereich und Lichttechnik; Größen, Formelzeichen und Einheiten der Lichttechnik* (1982)

- [40] DIN 5031-2. *Strahlungsphysik im optischen Bereich und Lichttechnik; Strahlungsbewertung durch Empfänger* (1982)
- [41] L. Halonen, M. Ehololma. *Development of Mesopic Photometry Based on New Findings On Visual Performance*. In CIE (Hg.), *Proceedings of the CIE symposium '05 "Vision and Lighting in Mesopic Conditions": CIE x028:2005*, Seiten 1–4. Commission International de l'Éclairage (CIE), Wien (2005)
- [42] CIE. *191-2010 Recommended system for mesopic photometry based on visual performance*
- [43] S. Schäfer. *Rezeptororientierte Charakterisierung breitbandiger Spektren als Basis einer mesopischen Hellempfindung*. Dissertation, Technischen Universität Berlin, Berlin (2012)
- [44] P. R. Boyce, Y. Akashi, C. M. Hunter, J. D. Bullough. *The impact of spectral power distribution on the performance of an achromatic visual task*. *Lighting Research and Technology* **35** (2003)(2) 141–161
- [45] H.-J. Schmidt-Clausen. *Der Dunkelheitsunfall: Präventive Lichttechnik*. In Deutsche Akademie für Verkehrswissenschaft (Hg.), *28. Deutscher Verkehrsgerichtstag*, Seiten 150–161 (1990)
- [46] E. B. Goldstein, H. Irtel, G. Plata. *Wahrnehmungspsychologie: Der Grundkurs*. Spektrum, Akad. Verl., Berlin [u.a.], 7. Aufl. (2008)
- [47] J. E. Hartge. *Untersuchungen zur spektralen Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges bei kleinen Lichtquellen*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt (1990)
- [48] G. T. Fechner. *Elemente der Psychophysik: Erster Teil*. Breitkopf und Härtel, Leipzig (1860)
- [49] F. A. A. Kingdom, N. Prins. *Psychophysics: A practical introduction*. Academic, London, 1. editierte Aufl. (2010)
- [50] R. Zwisler. *Psychophysische Methoden* (1998)
- [51] S. A. Klein, N. A. MacMillan (Hg.). *Special Issue: Psychometric Functions and Adaptive Methods: Sammlung von Artikeln* (2001)
- [52] C. Friedburg, L. T. Sharpe, S. Beuel, E. Zrenner. *A computer-controlled system for measuring dark adaptation and other psychophysical functions*. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* **236** (1998) 31–40
- [53] CIE 95. *Contrast and visibility* (1992)
- [54] H. Strasburger. *Converting between measures of slope of the psychometric function*. *Perception & Psychophysics* **63** (2001)(8) 1348–1355

- [55] M. R. Linschoten, L. O. Harvey, P. M. Eller, B. W. Jafek. *Fast and accurate measurement of taste and smell thresholds using a maximum-likelihood adaptive staircase procedure*. Perception & Psychophysics **63** (2001)(8) 1330–1347
- [56] G. B. Wetherill. *Sequential Estimation of Quantal Response Curves*. Journal of the Royal Statistical Society, Series B (Methodological) **25** (1963)(1) 1–48
- [57] H. Levitt. *Transformed up-down methods in psychoacoustics*. The Journal of the Acoustical Society of America **49** (1971)(2) 467–477
- [58] F. A. A. Kingdom. *Psychophysics*. In *Encyclopedia of Human Behavior*, Seiten 234–239. Elsevier (2012)
- [59] C. Kaernbach. *Adaptive threshold estimation with unforced-choice tasks*. Perception & Psychophysics **63** (2001)(8) 1377–1388
- [60] P. E. King-Smith, S. S. Grigsby, A. J. Vingrys, S. C. Benes, A. Supowit. *Efficient and unbiased modifications of the QUEST threshold method: Theory, simulations, experimental evaluation and practical implementation*. Vision Research **34** (1994)(7) 885–912
- [61] P. E. King-Smith, D. Rose. *Principles of an Adaptive Method for Measuring the Slope of the Psychometric Function*. Vision Research **37** (1997)(12) 1595–1604
- [62] G. Várady, A. Freiding, M. Eloholma, L. Halonen, H. C. Walkey, T. Goodman, J. W. A. M. Alferdinck. *Mesopic visual efficiency III: Discrimination threshold measurements*. Lighting Research and Technology **39** (2007)(4) 355–364
- [63] R. Greule. *Kontrastschwellen bei transienter Adaptation*. Dissertation, Universität Fridericana Karlsruhe, Karlsruhe (1993)
- [64] H. Lange (Hg.). *Handbuch für Beleuchtung*. ecomed Sicherheit, Landsberg, Sonderausgabe; 5., völlig neu bearb. Aufl. (1992)
- [65] M. Bach, W. Wesemann, G. H. Kolling, J. Bühren, H. Krastel, U. Schiefer. *Photopisches Kontrastsehen*. Der Ophthalmologe **105** (2008)(1) 46–59
- [66] G. Mischler. *Kontrastdefinitionen* (2011)
- [67] D. Gall. *Grundlagen der Lichttechnik: Kompendium*. Pflaum Verlag, München and Bad Kissingen and Berlin and Düsseldorf and Heidelberg, 2. Aufl. (2007)
- [68] M. Hamm. *Untersuchung der spektralen Schwellenempfindlichkeit und der Reizverarbeitung im menschlichen Auge*. Dissertation, Technische Hochschule Darmstadt, Darmstadt (1997)

- [69] G. Wagner, R. M. Boynton. *Comparison of four methods of heterochromatic photometry*. Journal of the Optical Society of America A: Optics and Image Science **62** (1972)(12) 1508–1515
- [70] W. Verdon, A. J. Adams. *Short-wavelength-sensitive cones do not contribute to mesopic luminosity // Short-wavelength-sensitive cones do not contribute to mesopic luminosity*. Journal of the Optical Society of America A: Optics and Image Science **4** (1987)(1) 91–95
- [71] S. Kokoschka. *Über die Kontrastempfindlichkeit bei konstanter Adaptation aber variabler Objektleuchtdichte*
- [72] CIE. *Light as a true visual quantity: Principles and Measurement* (1978)
- [73] CIE. *The Basis of Physical Photometry* (1996)
- [74] K. S. Gibson, Tyndall, E. P. T. *Visibility of radiant energy*. In G. K. Burgess (Hg.), *Scientific Papers of the Bureau of Standards*, Seiten 130–191. Government Printing Office, Washington (1923-24)
- [75] E. P. Hyde, W. E. Forsythe, F. E. Cady. *The Visibility of Radiation*. The astrophysical journal **48** (1918)(2) 65–88
- [76] M. Viikari, M. Eloholma, L. Halonen. *80 years of  $V(\lambda)$  use: a review*. Light & Engineering **13** (2005)(4) 24–36
- [77] G. Wyszecki, W. S. Stiles. *Color science: Concepts and methods, quantitative data, and formulae*. Wiley classics library. John Wiley & Sons Inc., New York, 2. Aufl. (2000)
- [78] P. Jainski. *Die spektrale Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges und ihre Bedeutung für die Lichtmeßtechnik*. Dissertation, Technische Hochschule Berlin, Berlin (1938)
- [79] CIE. *CIE 1988 2° Spectral Luminous Efficiency Function for Photopic Vision* (1990)
- [80] D. B. Judd. *Report of U.S. Secretariat Committee on Colorimetry and Artificial Daylight*. In CIE (Hg.), *Proceedings of the Twelfth Session of the CIE*, Bd. 1, Seite 11. Commission International de l'Éclairage (CIE), Paris (1951)
- [81] J. J. Vos. *Colorimetric and photometric properties of a 2° fundamental observer*. Color Research & Application **3** (1978)(3) 125–128
- [82] CIE. *Spectral Luminous efficiency fundtions based upon brightness matching for monochromatic point sources at 2° and 10° fields* (Photocopy Edition 2008)

- [83] B. H. Crawford. *The Scotopic Visibility Function*. Proceedings of the Physical Society. Section B **62** (1949)(5) 321–334
- [84] G. Wald. *Human Vision and the Spectrum*. Science **101** (1945)(2635) 653–658
- [85] S. Kokoschka. *Untersuchungen zur mesopischen Strahlungsbewertung*. Dissertation, Universität Karlsruhe, Karlsruhe (1972)
- [86] CIE. *81-1989 Mesopic photometry: History, special problems and practical solutions*
- [87] T. Goodman, A. Forbes, H. C. Walkey, M. Eloholma, L. Halonen, J. W. A. M. Alferdinck, A. Freiding, P. Z. Bodrogi, G. Várady, A. Szalmas. *Mesopic visual efficiency IV: a model with relevance to nighttime driving and other applications*. Lighting Research and Technology **39** (2007)(4) 365–392
- [88] M. S. Rea, J. D. Bullough, J. P. Freyssinier-Nova, A. Bierman. *A proposed unified system of photometry: X-Modell*. Lighting Research and Technology **36** (2004)(2) 85–111
- [89] M. Eloholma, L. Halonen (Hg.). *Performance based model for mesopic photometry: MOVE Report: Mesopic Optimisation of Visual Efficiency*. Helsinki University of Technology, Espoo (2005)
- [90] J. J. Vos. *On the cause of disability glare and its dependence on glare angle, age and ocular pigmentation*. Clinical and Experimental Optometry **86** (2003) 363–370
- [91] J. H. Parsons. *Glare, its causes and effects*. The Lancet **175** (1910)(4508) 234–236
- [92] CIE. *Internationales Wörterbuch der Lichttechnik, International Lighting Vocabulary* (1987)
- [93] J. J. Vos. *Glare today in historical perspective: Towards a new CIE glare observer and a new glare nomenclature*. In CIE (Hg.), *Proceedings of the 24th Session of the CIE*, CIE, Seiten 39–53. CIE Central Bureau (1999)
- [94] H. Moshhammer. *Medizinische Beurteilungsgrundlagen der passiven Blendung*. Dissertation, Medizinische Universität Wien, Wien (2013)
- [95] J. J. Vos. *Reflections on glare*. Lighting Research and Technology **2003** (2003)(2) 163–176
- [96] M. Luckiesh, L. L. Holladay. *Glare and Visibility*. In IES (Hg.), *Transactions of the IES*, Seiten 221–247 (1925)

- [97] H.-J. Schmidt-Clausen, J. T. H. Bindels. *Die Schwellenleuchtdichteerhöhung als Blendungsbewertungskriterium: I. Untersuchungen über den Einfluß der Blendbeleuchtungsstärke und des Blendwinkels auf die Schwellenleuchtdichte.* *Lichttechnik* **23** (1971)(10) 547–552
- [98] H.-J. Schmidt-Clausen, J. T. H. Bindels. *Die Schwellenleuchtdichteerhöhung als Blendungsbewertungskriterium: II. Untersuchungen über den Einfluß der Adaptationsleuchtdichte, Blendlichtquellengröße und der spektralen Zusammensetzung des Blendlichtstroms auf die Schwellenleuchtdichte.* *Lichttechnik* **23** (1971)(12) 652–656
- [99] CIE. *135-199 CIE Collection 1999 - Vision and colour, physical measurement of light and radiation: Vision and colour ; physical measurement of light and radiation*
- [100] CIE. *CIE Collection on Glare 2002: 2002* (2002)
- [101] E. Hecht. *Optik.* McGraw-Hill, Hamburg and New York [u.a.] (1987)
- [102] G. Mie. *Beiträge zur Optik trüber Medien, speziell kolloidaler Metallösungen.* *Annalen der Physik* **330** (1908)(3) 377–445
- [103] M. Kerker, E. M. Loebel. *The Scattering of Light and Other Electromagnetic Radiation: Physical Chemistry: A Series of Monographs.* Elsevier Science, Burlington (1969)
- [104] T. van den Berg. *Optics of light scattering in the human eye lens.* *Acta Ophthalmologica* **92** (2014) 0
- [105] W. J. Benjamin, I. M. Borish (Hg.). *Borish's clinical refraction.* Butterworth-Heinemann, St. Louis Mo., 2. ed. Aufl. (2006)
- [106] L. Franssen, J. E. Coppens. *Straylight at the retina.* Dissertation, Royal Netherlands Academy of Arts and Sciences, Amsterdam (2007)
- [107] W. N. Charman. *Reflection of plane-polarized light by the retina.* *The British journal of physiological optics* **34** (1980) 34–49
- [108] J. M. Gorrand. *Reflection characteristics of the human fovea assessed by reflecto-modulometry.* *Ophthalmic and Physiological Optics* **9** (1989)(1) 53–60
- [109] D. van Norren, L. F. Tiemeijer. *Spectral reflectance of the human eye.* *Vision Research* **26** (1986)(2) 313–320
- [110] W. S. Stiles, B. H. Crawford. *The Liminal Brightness Increment as a Function of Wave-Length for Different Conditions of the Foveal and Parafoveal Retina.* *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* **113** (1933)(785) 496–530

- [111] W. S. Stiles. *The Basic Sensation Curves of the Three-Color Theory*. Journal of the Optical Society of America **36** (1946)(8) 491
- [112] W. S. Stiles. *Increment thresholds & the mechanisms of colour vision*. Documenta Ophthalmologica **3** (1949)(1) 138–163
- [113] P. E. King-Smith, D. Carden. *Luminance and opponent-color contributions to visual detection and adaptation and to temporal and spatial integration*. Journal of the Optical Society of America **66** (1976)(7) 709–717
- [114] K. Kranda, P. E. King-Smith. *Detection of coloured stimuli by independent linear systems*. Vision Research **19** (1979)(7) 733–745
- [115] I. R. Moorhead, J. E. Saunders. *Discrimination and detection thresholds: The effect of observer criterion on the spatial properties of chromatic and achromatic mechanisms*. Vision Research **22** (1982)(8) 1057–1060
- [116] N. Haferkemper, A. Frohnapfel, G. V. Paramei, T. Q. Khanh. *A mesopic experiment series at automotive visual conditions*. In T. Q. Khanh (Hg.), *Proceedings of the 7th International Symposium on Automotive Lighting (ISAL)*, Darmstädter Lichttechnik, Seiten 402–409. Herbert Utz Verlag GmbH, München (2007)
- [117] A. Kurtenbach, S. Meierkord. *Spectral sensitivities in dichromats and trichromats at mesopic retinal illuminances*. Journal of the Optical Society of America A: Optics and Image Science **16** (1999) 1541–1548
- [118] Z. Vas, P. Z. Bodrogi. *Additivity of mesopic photometry*. In T. Q. Khanh (Hg.), *Proceedings of the 7th International Symposium on Automotive Lighting (ISAL)*, Darmstädter Lichttechnik, Seiten 187–194. Herbert Utz Verlag GmbH, München (2007)
- [119] C. Schiller. *Untersuchungen über spektrale Kontrastempfindlichkeitsfunktionen des menschlichen Auges im mesopischen Bereich und ihre Einflussparameter*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt (2015)
- [120] P. Orreveteläinen. *Models for spectral luminous efficiency in peripheral vision at mesopic and low photopic luminance levels*. Dissertation, Helsinki University of Technology, Espoo (2005)
- [121] J. D. Bullough, J. van Derlofske, P. Dee, J. Chen, Y. Akashi. *An Investigation of Headlamp Glare: Intensity, Spectrum and Size*. Techn. Ber. DOT 809 672
- [122] J. Locher. *Disability glare of Halogen, Xenon and LED headlamp systems*. In T. Q. Khanh (Hg.), *Proceedings of the 7th International Symposium on Automotive Lighting (ISAL)*, Darmstädter Lichttechnik, Seiten 700–706. Herbert Utz Verlag GmbH, München (2007)

- [123] M. Niedling, D. Kierdorf, S. Völker. *Influence of a glare sources spectrum on discomfort and disability glare under mesopic conditions*. In CIE (Hg.), *Proceedings of CIE Centenary Conference "Towards a New Century of Light"*, CIE X, Seiten 340–347. CIE Central Bureau, Vienna (2013)
- [124] K. Schneider, N. Haferkemper, T. Q. Khanh. *Detection and discrimination investigations for achromatic targets in the mesopic range*. In LiTG (Hg.), *LICHT 2016*, Seiten 656–662 (2016)
- [125] T. Yuzkiv. *Experimentelle Erfassung der Pupillengröße für typische Lichtreize der KFZ-Lichttechnik*. Bachelorarbeit, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt (2016)
- [126] F. T. Gutmann. *Entwurf, Aufbau und Validierung eines Versuchsstands zur Untersuchung des spektralen Blend- und Detektionsverhaltens unter Straßenverkehrsbedingungen*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt (2012)
- [127] Acer. *Projektor H7532BD: Datenblatt* (2011)
- [128] Luminus Devices Inc. *CST-90 Product Datasheet: PDS-001314 REV08*. Billerica (2011)
- [129] Thorlabs. *ITC4000 Series Operation Manual*. 3. Aufl. (2016)
- [130] ITIS Holdings. *Durchschnittsgeschwindigkeit in ausgewählten Städten Europas* (2008)
- [131] S. Burgmann, U. Hildach, F. Lenz, W. Schlohbohm, M. Streh. *Der Berufskraftfahrer LKW, Omnibus: Prüfungsleitfaden und Nachschlagewerk*. Lehrbuch Verkehr. Vogel, München, 11. Aufl. (2005)
- [132] D. Voigt. *Schlau fahren - Sprit sparen: 44 Praxistipps für jeden Autofahrer*. Expert-Verlag (2004)
- [133] R. Vahrenkamp, D. C. Mattfeld. *Logistiknetzwerke: Modelle für Standortwahl und Tourenplanung*. Springer Fachmedien Wiesbaden (2014)
- [134] A. Mösgen. *Regionalentwicklung in Deutschland und ihre Determinanten*. LIT Verlag Dr. W. Hopf, Berlin (2008)
- [135] P. Z. Bodrogi, G. Várady, A. Szalmas, R. Mátrai, B. Lázló, K. Gócza, J. Schanda. *A mesopic contrast threshold experiment*. In H.-J. Schmidt-Clausen (Hg.), *Proceedings of the 5th International Symposium on Progress in Automobile Lighting*, Darmstädter Lichttechnik. Utz Verlag GmbH, München (2003)
- [136] A. Szalmas, G. Várady, N. Lenyel, P. Z. Bodrogi, J. Schanda. *Comparison of Spectral Contrast Threshold and Reaction Time Experiments in the Mesopic Region, with Regard to Chromatic Effects*. In CIE (Hg.), *Proceedings of the CIE*

- symposium '05 "Vision and Lighting in Mesopic Conditions": CIE x028:2005.* Commission International de l'Éclairage (CIE), Wien (2005)
- [137] S. Plainis. *Road traffic casualties: understanding the night-time death toll.* Injury Prevention **12** (2006)(2) 125–138
- [138] S. Plainis, I. J. Murray, K. Chauhan, W. N. Charman. *Reaction Times as an Index of visual conspicuity at night.* In A. G. Gale, S. P. Taylor, I. D. Brown, C. M. Haslegrave (Hg.), *Vision in vehicles - VIII*, Seiten 205–212. Applied Vision Research Centre, Loughborough University, Leicestershire, UK (2012)
- [139] DVR. *EU-Unfallstatistik: weitere Anstrengungen zur Rettung von Menschenleben erforderlich.* DVR-report (2016)(1) 30
- [140] DVR. *Gefahren für Autofahrer bei Dunkelheit in Deutschland* (2008)
- [141] M. Joos, M. Rötting, B. M. Velichkovsky. *Bewegungen des menschlichen Auges: Fakten, Methoden und innovative Anwendungen.* In G. Rickheit, W. Deutsch, T. Herrmann (Hg.), *Psycholinguistik (Psycholinguistics)*, Handbücher Zur Sprach- und Kommunikationswissenschaft / Handbooks of Linguistics and Communication Science, Seiten 142–168. Walter De Gruyter Incorporated, New York (2003)
- [142] H. D. Mickasch, J. Haack. *Blickbewegungsforschung - Einführung in die physiologischen Grundlagen, Techniken und in die Problem- und Anwendungsbereiche.* In L. J. Issing, H. D. Mickasch, J. Haack (Hg.), *Blickbewegung und Bildverarbeitung*, Europäische Hochschulschriften. Reihe VI, Psychologie Publications universitaires européennes. Série VI, Psychologie European university studies. Series VI, Psychology, Seiten 11–36. P. Lang, Frankfurt am Main and New York (1986)
- [143] C. Schiller. *Messung der achromatischen Schwelle in Abhängigkeit der Pulsform im mesopischen Bereich des Sehens.* Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt (2004)
- [144] A. Linksz. *The Farnsworth Panel D-15 Test.* American Journal of Ophthalmology **62** (1966)(1) 27–37
- [145] P. Lanthony. *The desaturated panel D-15.* Documenta Ophthalmologica **46** (1978)(1) 185–189
- [146] H. Ichikawa, K. Hukami, S. Tanabe. *Standard pseudoisochromatic plates: Part 2 - For Acquired Color Vision Defects.* Igaku-Shoin, Tokyo and New York, 1. Aufl. (1983)
- [147] W. W. de Abney, W. Watson. *The Threshold of Vision for Different Coloured Lights.* Philosophical Transaction of the Royal Society of London **216** (1915)

- [148] A. M. Colman. *A dictionary of psychology*. Oxford reference online premium (2009)
- [149] DIN EN 13201. *Straßenbeleuchtung* (November 2005)
- [150] DIN EN 13201-2. *Straßenbeleuchtung - Teil 2: Güte Merkmale* (2004)
- [151] J. J. Kanski. *Clinical ophthalmology: [a systematic approach]*. Butterworth-Heinemann, Edinburgh, 5. ed. Aufl. (2003)
- [152] S. Raphael, C. Seyring, A. Wernicke, S. Völker. *Luminance as a Criterion for the Evaluation of Discomfort and Disability Glare of Headlamps*. In T. Q. Khanh (Hg.), *Proceedings of the 7th International Symposium on Automotive Lighting (ISAL)*, Darmstädter Lichttechnik, Seiten 427–433. Herbert Utz Verlag GmbH, München (2007)
- [153] M. J. Flannagan. *Subjective and objective aspects of headlamp glare: Effects of size and spectral power distribution*. Techn. Ber. UMTRI-99-36, The University of Michigan Transportation Research Institute
- [154] UNECE. *Regelung Nr. 123 der Wirtschaftskommission für Europa der Vereinten Nationen (UN/ECE) — Einheitliche Bedingungen für die Genehmigung von adaptiven Frontbeleuchtungssystemen (AFS) für Kraftfahrzeuge* (2010)
- [155] F. Graham-Smith, T. A. King, D. Wilkins. *Optics and photonics: An introduction*. Wiley, Chichester u.a., 2. ed. Aufl. (2007)
- [156] H. A. Bethe. *Moliere's Theory of Multiple Scattering*. *Physical Review* **89** (1953)(6) 1256–1266
- [157] S. S. Shapiro, M. B. Wilk. *An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples)*. *Biometrika* **52** (1965)(3/4) 591

## Anhang A

### Weitere Charakterisierung des Aufbaus

#### A.1 Hintergrundspektrum

Abbildung A.1 zeigt das Hintergrundspektrum für die Detektions- und Blendungsversuche für eine Adaptationsleuchtdichte von  $0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die rote Linie zeigt den

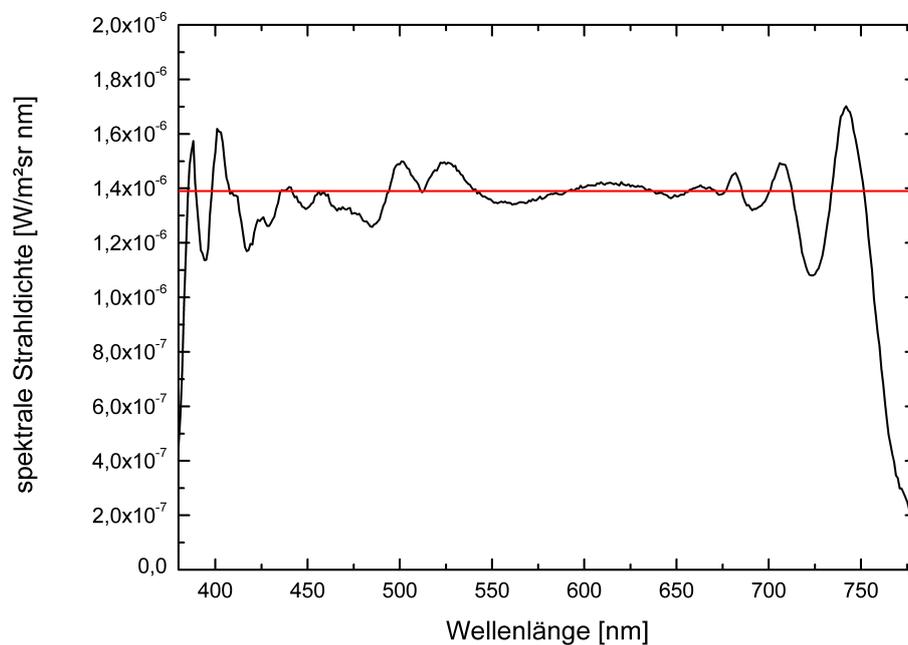


Abbildung A.1: Spektrale Verteilung der Adaptationsbeleuchtung bei  $0,1 \text{ cd/m}^2$ . Die rote Linie zeigt das ideal isoenergetische Spektrum.

Verlauf eines ideal isoenergetischen Spektrums. Die Abweichungen des realen zum isoenergetischen Spektrum sind im relevanten Spektralbereich zwischen  $420 \text{ nm}$  und  $650 \text{ nm}$  immer kleiner als  $15\%$ .

## Anhang B

### Erweiterte Messungen zur Detektion

#### B.1 Test auf Normalverteilung

Für viele Auswertungen und statistische Betrachtungen ist es wichtig, die Verteilung der Daten zu betrachten. Statistische Gütekriterien, wie Mittelwert und Standardabweichung, haben nicht für alle Verteilungen die gleiche Bedeutung. Für die vorliegenden Daten wird zunächst eine Normalverteilung der Daten angenommen, da keine physikalischen Gegebenheiten für eine alternative Verteilung sprechen. Aus diesem Grund sind die Daten auf Normalverteilung geprüft worden. Als Testverfahren wurde der Shapiro-Wilk-Test gewählt, da dieser auch bei einer geringen Anzahl von Stichproben eine hohe Teststärke hat [157].

Stellvertretend werden im Folgenden die Ergebnisse des Tests auf Normalverteilung für die intraindividuelle Datenverteilung für eine Testwellenlänge von  $\lambda = 620 \text{ nm}$  vorgestellt. Der Stichprobenumfang besteht aus 20 Datenpunkten. Abbildung B.1 zeigt den Vergleich der Daten mit der Normalverteilung (rote Gerade). Dargestellt sind die durch den Test zugeordneten Werte der Normalverteilung

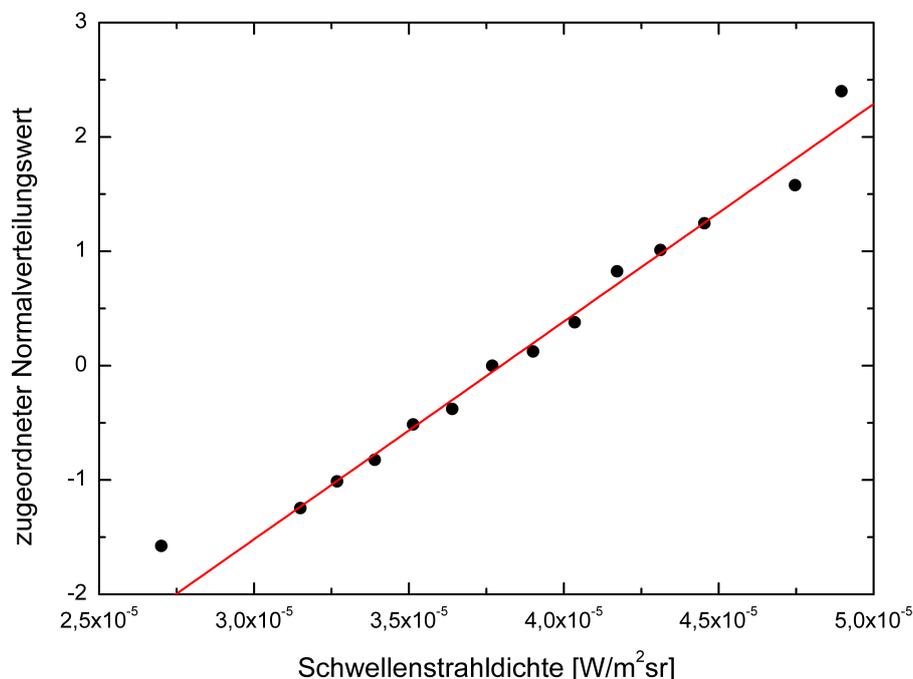


Abbildung B.1: Visualisierung der Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests. Die rote Gerade zeigt eine ideale Normalverteilung.

lung über den Schwellenstrahldichten. Bei einer normalverteilten Größe liegen die zugeordneten Werte auf einer Geraden. Es ist deutlich zu sehen, dass die Abweichungen von der Normalverteilung gering sind und dass die Gerade die Daten gut beschreibt. Zusätzlich zur visualisierten Darstellung des Tests, wurde der Wert der Teststatistik zu  $W = 0,987$  berechnet. Für ein Signifikanzniveau von  $p = 5\%$  liegt der kritische Wert, welcher für den positiven Test überschritten werden muss, bei  $W_{\text{kritisch}} = 0,905$  und ist somit geringer als der erreichte Wert der Teststatistik. Die Daten können daher als normalverteilt angenommen werden.

## B.2 Vergleich mit der CIE191:2010 - weitere Messungen

Im Folgenden sind die spektralen Empfindlichkeiten der Detektion für unterschiedliche Bedingungen im Vergleich zur von der CIE vorgeschlagenen Funktion für mesopisches Sehen  $V_{\text{mes}}(\lambda)$  dargestellt.

Es ist deutlich zu sehen, dass bei allen Bedingungen Abweichungen der spektralen Empfindlichkeit zum Modell der CIE bestehen. Diese Abweichungen führen zu den entsprechenden in Abschnitt 5.4 dargestellten unkonstanten Kontrasten  $c_{\text{mes}}$ .

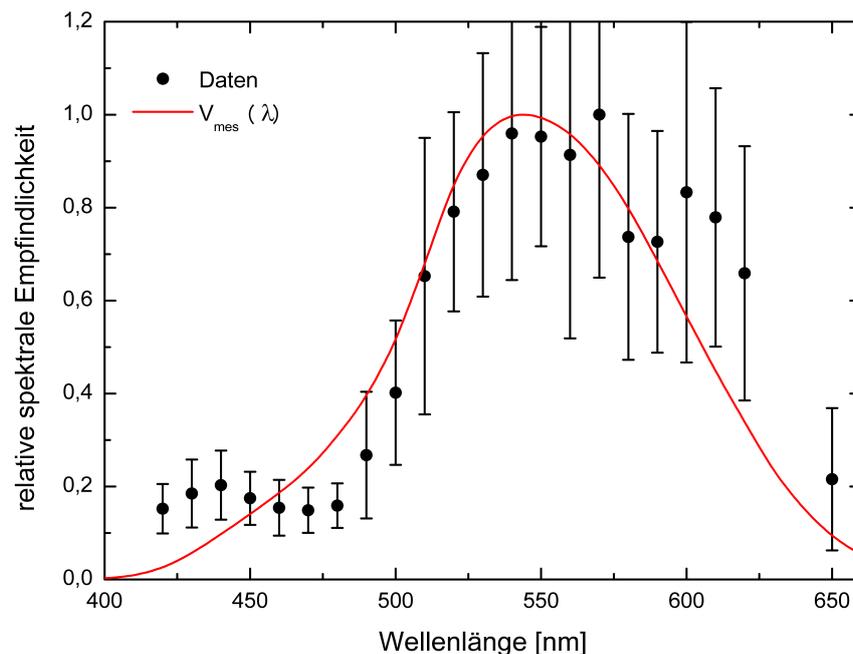


Abbildung B.2: Darstellung der Daten und der berechneten Empfindlichkeitsfunktion nach der CIE191 für ein foveales Objekt bei  $1 \text{ cd/m}^2$  Adaptationsleuchtdichte. Die Fehlerbalken zeigen die einfache interpersonelle Standardabweichung. Der berechnete Mischfaktor für  $V_{\text{mes}}(\lambda)$  beträgt  $m = 0,7$ .

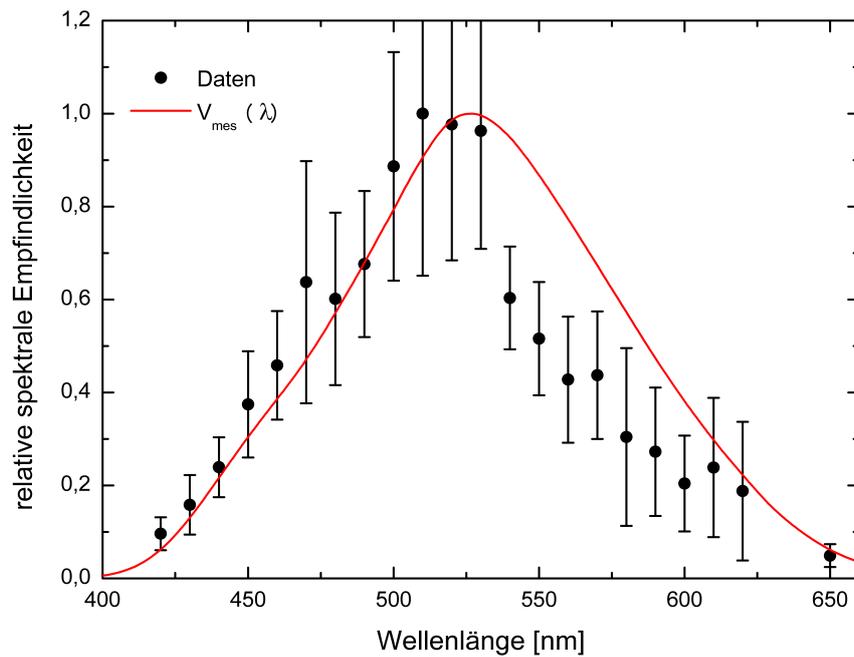


Abbildung B.3: Darstellung der Daten und der berechneten Empfindlichkeitsfunktion nach der CIE191 für ein Objekt bei  $\theta = 20^\circ$  und  $0,1 \text{ cd/m}^2$  Adaptationsleuchtdichte. Die Fehlerbalken zeigen die einfache interpersonelle Standardabweichung. Der berechnete Mischfaktor für  $V_{mes}(\lambda)$  beträgt  $m = 0,4$ .

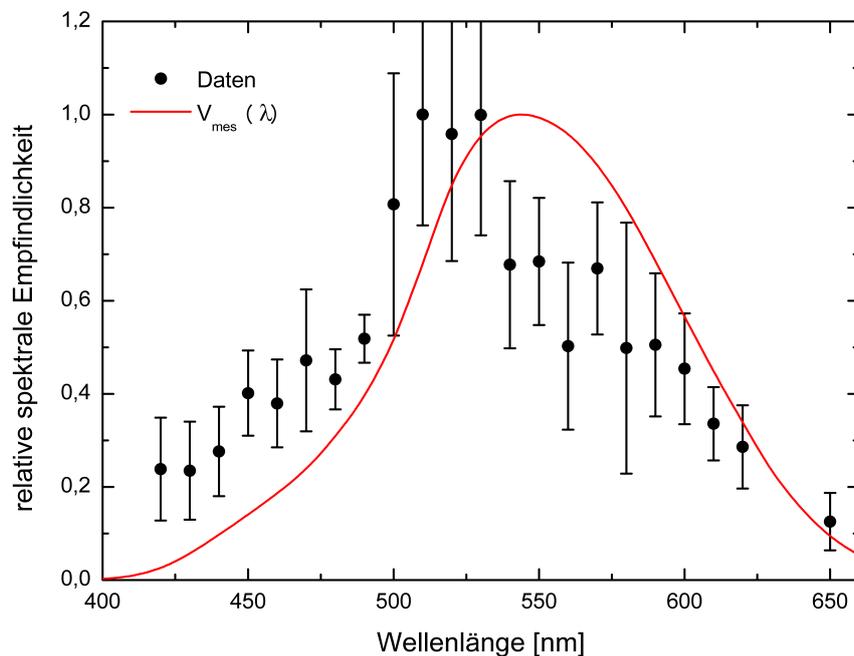


Abbildung B.4: Darstellung der Daten und der berechneten Empfindlichkeitsfunktion nach der CIE191 für ein Objekt bei  $\theta = 20^\circ$  und  $1 \text{ cd/m}^2$  Adaptationsleuchtdichte. Die Fehlerbalken zeigen die einfache interpersonelle Standardabweichung. Der berechnete Mischfaktor für  $V_{mes}(\lambda)$  beträgt  $m = 0,7$ .

## Anhang C

### Vortests der Messungen zur Blendung

#### C.1 Vortest zur Umfeldleuchtdichte

Im Zuge der Vortests zur Bestimmung der möglichen Parameter für die Blendungstests wurde auch die Adaptationsleuchtdichte überprüft. Um die Vergleichbarkeit mit den Detektionstests zu ermöglichen, wurde zunächst eine Adaptationsleuchtdichte von  $1 \text{ cd/m}^2$  festgelegt. Die Testdaten für einen Probanden sind in Abbildung C.1 zu sehen. Aufgetragen ist die Differenz der Detektionsschwelle mit und

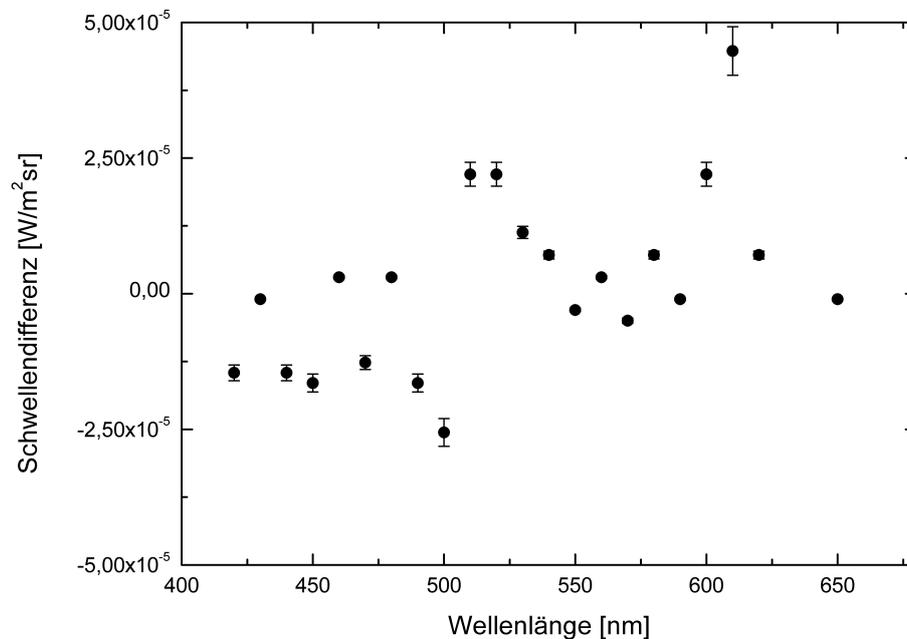


Abbildung C.1: Absolute Schwellendifferenz  $ADT_{\text{Blendung}} - ADT_{\text{Referenz}}$  für eine Adaptationsleuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$ . Die Blendquellengröße beträgt  $10 \text{ mm}$ , das Detektionsobjekt wurde foveal dargeboten.

ohne Blendung über der Wellenlänge. Es ist deutlich zu sehen, dass keine Aussage über den Verlauf der spektralen Empfindlichkeit möglich ist. Die Differenzen liegen im Bereich  $\approx 1 \cdot 10^{-5} \text{ W/(m}^2 \text{ sr)}$ . Die Referenzschwelle, die Detektionsschwelle ohne Blendung, liegt bei  $\approx 1 \cdot 10^{-4} \text{ W sr/m}^2$  und somit etwa dem zehnfachen Wert, was zu einem geringen Signal-zu-Rausch-Verhältnis  $\leq 1$  führt. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Schwellendifferenz bei  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$  hingegen ist immer  $\geq 1$ . Diese Daten machen deutlich, dass bei einer Leuchtdichte von  $L_U = 1 \text{ cd/m}^2$  keine messbare Blendung auftritt, eine Bestimmung der spektralen Blendempfind-

lichkeit ist mit dieser Leuchtdichte am vorliegenden Aufbau entsprechend nicht möglich.

## C.2 Vortest zur Blendquellengröße

In einem weiteren Vortest ist die minimal mögliche Blendquellengröße  $\beta$  ermittelt worden. In Abbildung C.2 ist die absolute Schwellendifferenz für eine Blendquellengröße von 3 mm dargestellt. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis ist für jeden

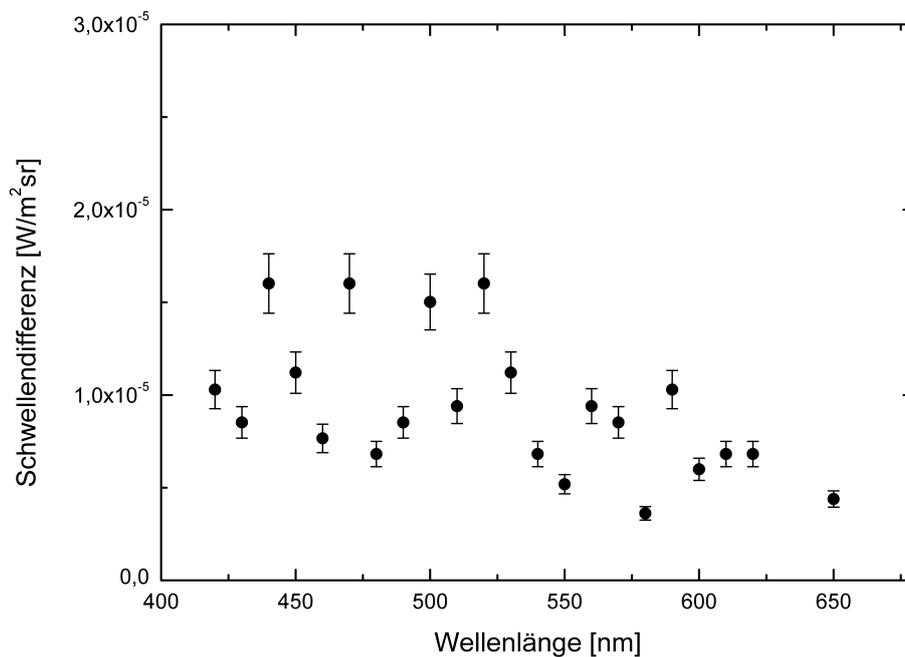


Abbildung C.2: Absolute Schwellendifferenz  $ADT_{\text{Blendung}} - ADT_{\text{Referenz}}$  für eine Blendquellengröße von 3 mm. Die Adaptationsleuchtdichte beträgt  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ , das Detektionsobjekt wurde foveal dargeboten.

Datenpunkt  $\leq 1$ . Dies führt zu der Annahme, dass in diesem Fall keine Blendung stattgefunden hat, sondern lediglich ein statistisches Rauschen um die Referenzschwelle gemessen wurde. Diese Annahme wird von der Tatsache unterstützt, dass kein identifizierbarer Verlauf der Daten zu erkennen ist. Blendungsversuche sind daher mit dieser Blendquellengröße nicht möglich.

Der gleiche Vortest wurde zusätzlich mit Blendquellengrößen von  $d = 1 \text{ mm}$ ,  $6 \text{ mm}$  und  $10 \text{ mm}$  durchgeführt. Dadurch konnte die minimale Blendquellengröße, bei welcher noch physiologische Blendung messbar war, zu  $d = 10 \text{ mm}$  bestimmt werden.

### C.3 Vortest zum Blendwinkel

Um unterschiedliche Situationen zu simulieren, sind verschiedene Parameterkombinationen notwendig. Neben der Adaptationsleuchtdichte  $L_U$ , der Größe der Blendquelle  $\beta$  und der Objektposition  $\theta$  ist auch der Blendwinkel  $\omega$ , beziehungsweise der Abstand zwischen Detektionsobjekt und Blendquelle  $\theta - \omega$  von Bedeutung. In Vortests wurden daher auch diverse Blendwinkel getestet, um eine physiologische Blendung hervorzurufen. Die Vortests ergeben, dass ein großer Winkel zwischen Detektionsobjekt und Blendquelle  $\theta - \omega \geq 8,43^\circ$  zu keiner messbaren Blendung führt. Das Ergebnis für einen Test mit  $\theta = 5^\circ$  und  $\omega = -3,43^\circ$  ist in Abbildung C.3 dargestellt. Die Daten streuen um den Wert 0 und besitzen ein

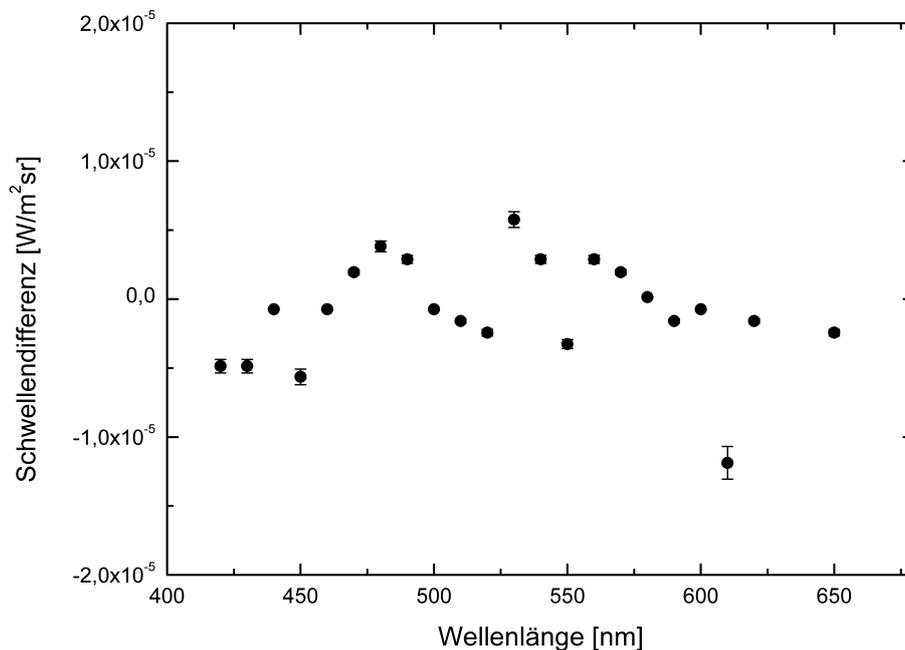


Abbildung C.3: Absolute Schwellendifferenz  $ADT_{\text{Blendung}} - ADT_{\text{Referenz}}$  für die Winkelkombination  $\theta = 5^\circ$  und  $\omega = -3,43^\circ$ . Die Blendquellengröße beträgt 10 mm, die Adaptationsleuchtdichte  $L_U = 0,1 \text{ cd/m}^2$ .

Signal-zu-Rausch-Verhältnis  $\leq 0,5$  für alle Datenpunkte. Dies spricht für ein statistisches Rauschen um die Detektionsschwelle. Es ist weiterhin kein identifizierbarer Verlauf der Schwellendifferenz zu erkennen. Bei den gewählten Winkeln  $\theta$  und  $\omega$  tritt keine physiologische Blendung auf.

Die gleichen Vortests wurden mit Differenzwinkeln  $\theta - \omega = -3,43^\circ$  und  $-13,43^\circ$  durchgeführt. Dadurch konnte der minimale Differenzwinkel zu  $\theta - \omega = -3,43^\circ$  bestimmt werden.



## Veröffentlichungen

### Veröffentlichungen in Zeitschriften

D. Englisch, C. Schiller, P. Bodrogi, T. Q. Khanh. *Mesopic increment detection sensitivity, Part I: Phenomenological analysis*. Lighting Research and Technology **Online first** (2016) 1-16

D. Englisch, C. Schiller, P. Bodrogi, T. Q. Khanh. *Mesopic increment detection sensitivity, Part II: Modelling mesopic detection sensitivity*. Lighting Research and Technology **Online first** (2016) 1-14

### Tagungsbeiträge

J. Kobbert, K. Kosmas, D. Polin, D. Englisch, K. Schneider, T. Q. Khanh. *Field Test of Visibility distances and recognition rates - comparison of LED and Laser systems*. Proceedings of the 11th International Symposium on Automotive Lighting (ISAL) (2015) 365-374

D. Englisch, C. Schiller, T. Q. Khanh. *Spectral sensitivity in the mesopic range for Objects in the periphery*. Proceedings of the 11th International Symposium on Automotive Lighting (ISAL) (2015) 653-663

D. Englisch, T. Q. Khanh. *Spectral detection sensitivity in the mesopic range for objects in the periphery*. Proceedings of 28th CIE Session: CIE216:2015 (2015) 662-671

D. Englisch, C. Schiller, N. Haferkemper, T. Q. Khanh. *spectral sensitivity for disability glare in the mesopic range for objects in the periphery - Setup and Method*. Tagungsband der 22. Gemeinschaftstagung der lichttechnischen Gesellschaften Deutschlands, Österreichs, der Schweiz und der Niederlande (2016) 648-654

J. Kobbert, K. Kosmas, D. Polin, D. Englisch, K. Schneider, T. Q. Khanh. *Field Test of Visibility distances and recognition rates - comparison of LED and Laser Systems*. Proceedings of the SAE World Congress 2016 (2016)

D. Englisch, T. Q. Khanh. *Spectral Sensitivity of Disability Glare in the Mesopic Range for Objects in the Periphery*. Proceedings of the 12th International Symposium on Automotive Lighting (ISAL) (2017) 729-738

J. Kobbert, D. Englisch, K. Kosmas, K. Schneider, M. Szarafanowicz, T. Q. Khanh. *Contrast measurements for detection and recognition with Laser High Beam Systems in real life driving tests*. Proceedings of the International Forum on Automotive Lighting (IFAL) (2017) 65-70

### Betreute Arbeiten

R. Nitsche. *Entwicklung eines mehrkanaligen EEG-Messsystems für den Einsatz in Untersuchungen zur Lichtwahrnehmung*. Bachelorarbeit. Technische Universität Darmstadt (2014)

D. Witon. *Automatisierung eines Versuchsaufbaus zur Untersuchung der Helligkeitswahrnehmung*. Bachelorarbeit. Technische Universität Darmstadt (2014)

M. Ersch. *Abstandsmessungen in Kurven mittels GPS zur Bestimmung der Detektionsdistanz*. Bachelorarbeit. Technische Universität Darmstadt (2014)

W. Zhang. *Entwicklung einer LED-Blendquelle zur Untersuchung der spektralen Blendempfindlichkeit*. Masterarbeit. Technische Universität Darmstadt (2015)

### Veröffentlichungen außerhalb der vorliegenden Arbeit

T. Peters, S. S. Ivanov, D. Englisch, A. A. Rangelov, N. V. Vitanov, T. Halfmann. *Variable ultrabroadband and narrowband composite polarization retarders*. Applied Optics **51** (2012) 7466-7474

## Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Zeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Fachgebiet Lichttechnik der Technischen Universität Darmstadt.

Mein Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Tran Quoc Khanh für die Möglichkeit meine Forschung am Fachgebiet Lichttechnik durchzuführen.

Weiterhin möchte ich Herrn Prof. Schierz für sein Interesse an der Arbeit, der Annahme des Korreferats und der damit verbundenen Investition seiner Zeit danken.

Meine Forschungen basieren auf Probandenstudien, daher möchte ich auch allen Kollegen, studentischen Hilfskräften, Freunden und Verwandten für die geduldvolle Teilnahme an den Studien herzlich danken.

Ein besonderer Dank gilt Nils Haferkemper, welcher mit seinen Erfahrungen und Programmierkenntnissen geholfen hat, die experimentelle Durchführung der Studien durch die Steuerung der Soft- und Hardware zu ermöglichen.

Ich möchte außerdem besonders meinen Kollegen Matthias Szarafanowicz, Diana Carella und Katharina Schneider für die kollegiale Zusammenarbeit danken. Die fachlichen und zwischenmenschlichen Diskussionen, die ich mit euch geführt habe schätze ich als äußerst wertvoll ein. Sie haben sicherlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Zum Abschluss möchte ich noch meiner Familie, aber vor allem Jojo, von tiefstem Herzen danken. Ihr habt mich in allen Situationen, leichten, sowie schweren Phasen der Arbeit unterstützt und ermutigt. Danke auch für die unzähligen Stunden der Probelesung und Korrekturen von Arbeiten und Vorträgen im Laufe meiner Zeit als Doktorand.