

Bestimmung von peripherem Streulicht im Auge

Carolin Tatulla, Oliver Maak, Stefan Wolf, Christoph Schierz, Technische Universität Ilmenau,
Fachgebiet Lichttechnik
carolin.tatulla@tu-ilmenau.de

1. Einführung

1.1 Blendung

Es gibt viele Alltagssituationen, in denen Blendung stört oder als störend empfunden wird, wie z.B. die untergehende Sonne oder Scheinwerfer entgegenkommender Fahrzeuge im Straßenverkehr. Ursache dafür sind die hohen Leuchtdichteunterschiede im Sichtfeld [Ber86]. Die Blendung kann die Sehfunktion durch eine Kontrastminderung erheblich verschlechtern [Ber10]. Das macht die Bewertung von Blendungssituationen zum einen wichtigen Sicherheitsfaktor für verschiedene Anwendungen. Es existieren unterschiedliche Verfahren zur Blendungsbewertung, die in Abhängigkeit von der Sehaufgabe angewandt werden. Dazugehörige Kennzahlen, Grenzwerte und Messvorschriften zur Begrenzung der Blendung werden in Normen festgehalten (z.B. DIN EN 13201-2) [DIN13201-2].

Blendung wird durch Direkt- oder Reflexblendung hervorgerufen und nach seiner Wirkung in zwei Arten unterschieden. Die psychologische Blendung ist die störende Empfindung, welche zumeist als Unwohlsein, Belästigung, Erschöpfung oder Schmerz ausgedrückt wird. Dagegen ist die physiologische Blendung die messbare Reduktion der Sehleistung [Ber95]. Das von der Blendquelle im Auge eintretende Licht wird an verschiedenen imperfekten Augenmedien (siehe Abbildung 1) gestreut. Der entstehende Streulichtschleier überlagert die retinale Abbildung und senkt den Bildkontrast [Ber10], was die visuelle Wahrnehmung verschlechtert und damit das Unfallrisiko erhöht.

Die normative Blendungsbewertung im Straßenverkehr erfolgt mit dem TI (Schwellenwerterhöhung, engl. threshold increment) -Verfahren zur Begrenzung der physiologischen Blendung. Als Maß für die physiologische Blendung wird die Schleierleuchtdichte bestimmt [DIN13201-2]. Das ist die Leuchtdichte eines gleichförmigen Lichtflecks, welcher die Kontrastschwelle auf den gleichen Wert wie die Blendquelle verändert [Asl07].

1.2 CIE General Disability Glare Equation

Die Schleierleuchtdichte wird mithilfe eines vorgegebenen mathematischen Streulichtmodells berechnet. Die von der Internationalen Beleuchtungskommission (CIE, franz. Commission Internationale de l'Éclairage) vorgestellte General Disability Glare Equation [Vos02] wurde aus den Probandendaten mehrerer Streulichtstudien erstellt [Ber95, Ijs90, Ber91].

In die Berechnung der Streulichtfunktion fließen verschiedene Faktoren ein, die auf den anatomischen und physiologischen Eigenschaften der intraokularen Streulichtquellen (Hornhaut, Linse, Transluzenz der Augenwand, Reflexion an der Netzhaut, siehe Abbildung 1) [Ber95] basieren. Ein wichtiger Faktor ist der Winkelabstand zwischen der blendenden Lichtquelle und dem Sehobjekt. Je näher das Sehobjekt an der Blendquelle liegt, desto stärker ist der Streulichtschleier, der sich über die retinale Projektion des Sehobjektes legt. Außerdem erhöht sich bei wachsender Exzentrizität der Blendquelle der Einfluss der Augenwandtransluzenz. Die Alterung der Augenlinse führt zu ihrer Vergilbung und pathologisch zur Bildung eines Katarakts. Einfallendes Licht wird folglich mit dem Alter stärker gestreut. Die Pigmentierung der Augenwand und des Fundus beeinflussen ebenfalls maßgeblich die Lichtstreuung [Vos2002].

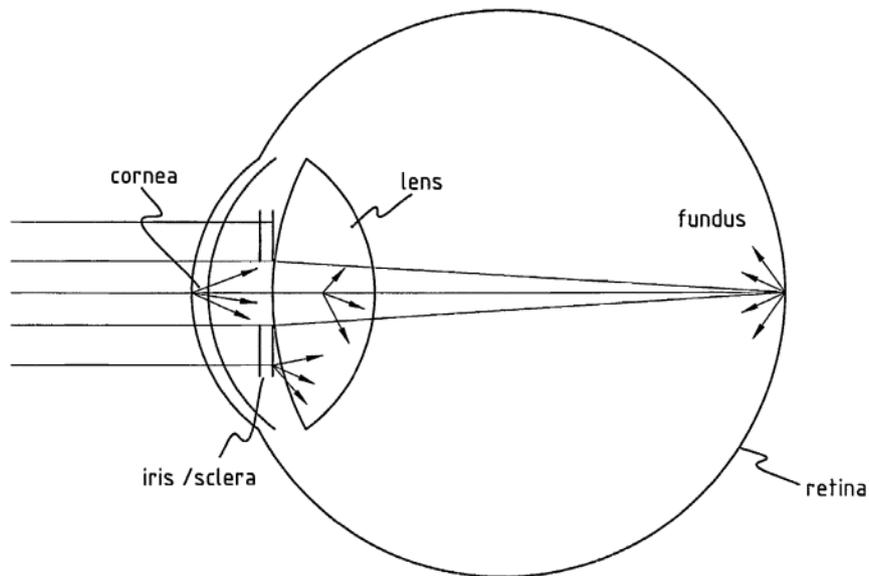


Abbildung 1: Intraokulare Streulichtquellen. V.l.n.r.: Hornhaut, Iris, Lederhaut, Augenlinse, Augenhintergrund, Netzhaut. Aus [Ber2010].

1.3 Problemstellung

Die CIE General Disability Glare Equation basiert lediglich auf fovealen Messergebnissen [Vos2002]. Ob und wie sich die Verteilung des Streulichts in Richtung der Netzhautperipherie verändert, ist unbekannt. Die einzig bekannten Untersuchungen zum extrafovealen Streulicht stammen von STILES und CRAWFORD aus dem Jahre 1937 [Sti37]. Sie zeigen, dass die bekannten Modellfunktionen das Streulicht in der Netzhautperipherie unzureichend beschreiben und damit keine ausreichende Vorhersage für periphere Sehaufgaben liefern [Aka02, Bul03, Agu11]. Jedoch befinden sich beim größten Teil der Gefahrensituationen im Straßenverkehr die wichtigen Sehobjekte, also z.B. dunkel gekleidete Fußgänger, in der Peripherie des Sichtfeldes am Straßenrand. Sie liegen nicht in der Blickrichtung des Fahrers und somit außerhalb der zentralen Wahrnehmung. Trotzdem werden zur Sicherheitsbewertung ausschließlich mathematische Modelle für die foveale Betrachtung verwendet [DIN13201-2]. Um ihre Validität zu überprüfen, müssen ähnlich zu den bereits erfolgten Studien Untersuchungen mit einer auf das periphere Messziel angepassten Methode durchgeführt werden.

2. Forschungshypothesen

- Die äquivalente Schleierleuchtdichte unterscheidet sich für foveale und extrafoveale Wahrnehmung, wenn der Winkelabstand zwischen Blendquelle und Sehobjekt konstant bleibt.
- Die äquivalente Schleierleuchtdichte einer extrafovealen Blendquelle verteilt sich asymmetrisch über die Netzhaut.
- Mit einer Anpassung der Direct Compensation Method nach van den Berg und Spekreijse [Ber87], kann die äquivalente Schleierleuchtdichte einer Blendquelle für periphere Sehobjekte ermittelt werden.

3. Methode

3.1 Direct Compensation Method

Die niederländischen Forscher um van den Berg entwickelten eine Methode zur Messung des retinalen Streulichtschleiers. Die sogenannte Direct Compensation Method schätzt direkt die Menge des Streulichts für unterschiedliche Winkelabstände der Blendquelle zum Sehobjekt [Ber86]. Die Methode wurde ab 1986 verwendet, um die physiologische Blendung anhand des intraokularen Streulichts zu erforschen.

Bei der Direct Compensation Method [Ber87] beobachtet der Proband monokular einen Bildschirm (siehe Abbildung 2), auf dem mittig ein kreisrundes, dunkles Testfeld mit 1° Radius platziert ist. Das Testfeld wird von einem schmalen, ringförmigen Feld mit einer zeitlich konstanten, homogen verteilten, hohen Leuchtdichte umschlossen, dem sogenannten Separationsring. Auf der umgebenden Bildschirmfläche werden vier ringförmige Blendquellen mit unterschiedlichen effektiven Radien konzentrisch um das Testfeld projiziert ($3,5^\circ / 7,0^\circ / 13,6^\circ / 25,4^\circ$). Die einzelnen Blendquellen flimmern mit 8 Hz, der Frequenz maximaler Flimmerempfindlichkeit beim menschlichen Sehen [Ijs90, Ber91].

Gibt das Testfeld selbst kein Licht ab, nimmt der Proband in diesem ein Flimmern wahr, welches durch die intraokulare Lichtstreuung des einfallenden Blendquellenlichts entsteht. Diese Flimmerwahrnehmung kann durch Anpassung der Leuchtdichte der exakt gegenphasig flimmernden Testfeldlichtquelle reduziert bzw. ausgelöscht werden. Das nennt man Kompensation des Streulichts. Die Testfeldleuchtdichte am Punkt der Kompensation entspricht direkt dem Anteil des Streulichts, welches auf die foveale Netzhautenebene fällt [Ijs90].

3.2 Anforderungen an Versuchsaufbau

Aufgrund der Messmethode und den Forschungszielen müssen verschiedene Anforderungen an die Gestaltung des Versuchsaufbaus gemacht werden. Es wird eine flimmernde Blendquelle und ein flimmerndes Testfeld benötigt. Die Frequenz des Flimmerns muss so gewählt werden, dass das Flimmern vom Probanden sehr gut wahrgenommen werden kann. Das Testfeld muss exakt

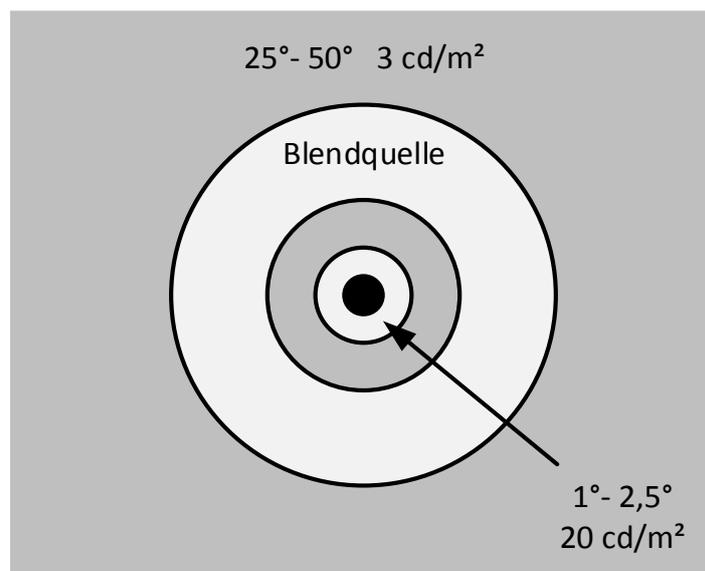


Abbildung 2: Räumliche Konfiguration des Bildschirms bei der Direct Compensation Method von van den Berg [verändert nach Ber86]. Zentral sitzt das dunkle Testfeld, welches ein anpassbares Kompensationslicht präsentiert. Es wird umgeben von einem schmalen, hellen Separationsring. Die restliche periphere Bildschirmumgebung besitzt nur eine geringe Leuchtdichte. Es wird beispielhaft eine der Blendquellen mit einer mittleren Distanz zum Zentrum von 7° gezeigt.

gegenphasig zur Blendquelle flimmern, damit die Flimmerwahrnehmung ausgelöscht werden kann. Außerdem muss die Leuchtdichte des Testfeldes vom Probanden gesteuert werden können.

Bei der Direct Compensation Method liegt das Testfeld mittig auf dem Bildschirm. Es wird vom Probanden fixiert [Ber87]. Durch diese Anordnung wird die äquivalente Schleierleuchtdichte für die Fovea bestimmt. Bei einer Abwandlung für extrafoveale Sehobjekte müssen die Blendquelle und das Testfeld im gesamten Gesichtsfeld positionierbar gestaltet werden, um Untersuchungen in der Netzhautperipherie durchzuführen. Zusätzlich muss für den Probanden ein zentraler Fixationspunkt installiert werden. Das Einhalten der Fixation sollte durch eine Eye-Tracking-Kamera kontrolliert werden.

Der Versuchsaufbau sollte dem Probanden also ein möglichst großes Gesichtsfeld bieten, welches homogenen beleuchtet wird, um einen definierten Adaptationszustand zu erreichen.

3.3 Versuchsaufbau

Es wird ein adaptierter Aufbau nach der Direct Compensation Method verwendet. Die Grundlage des gesamten Versuchsaufbaus bildet eine Ulbricht-Halbkugel (siehe Abbildung 3) mit einem Radius von 0,75 m. Der Proband sitzt vor der Halbkugel und schaut, fixiert von einer Kopfkinnstütze, auf ein Fixierobjekt. Das Innere der Halbkugel beleuchtet das Gesichtsfeld des Probanden mit einer konstanten, gleichförmigen Helligkeit, sodass dieser einen definierten Adaptationszustand erreicht. Die Beleuchtung des Kugelinneren geschieht durch eine Leuchte, welche oberhalb des Probanden angebracht ist.

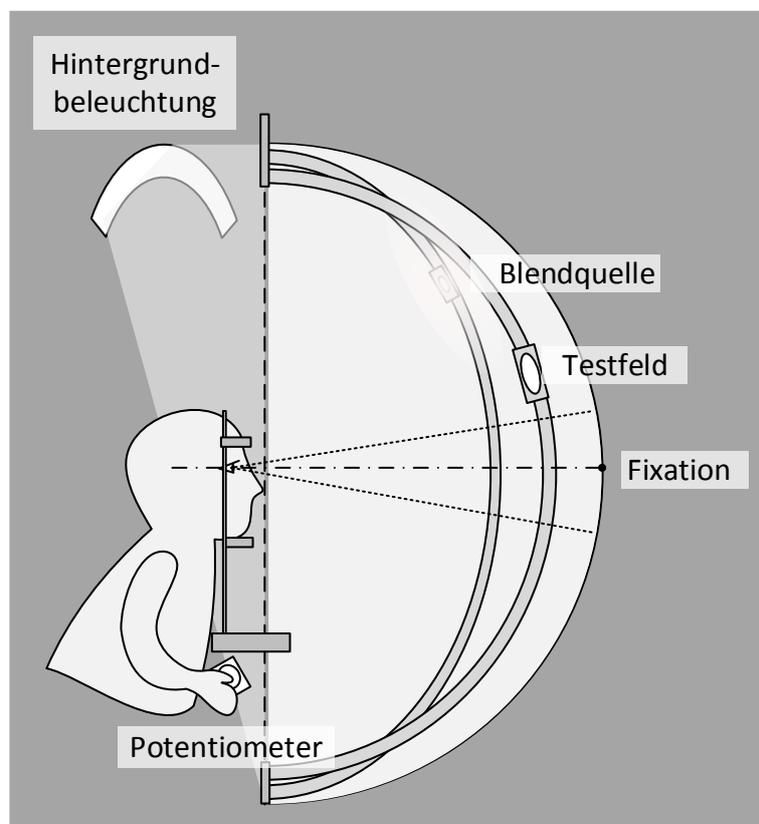


Abbildung 3: Seitenansicht des Versuchsaufbaus an der Ulbricht-Halbkugel. Der durch eine Kopfkinnstütze fixierte Proband schaut in eine beleuchtete Halbkugel. Ihm werden drei visuelle Stimuli präsentiert: eine flimmernde Blendquelle, ein gegenphasig flimmerndes Testfeld und ein Fixierobjekt. Mithilfe des Potentiometers kann der Proband die Helligkeit des Testfeldes steuern.

Dem Probanden werden zwei LED-Lichtquellen präsentiert. Das Testfeld wie auch die Blendquelle sind mechanisch auf Trägern am Kugelinneren befestigt und können an beliebige Positionen im Gesichtsfeld gesetzt werden. Sie sind dabei immer auf den Probanden ausgerichtet. Beide Lichtquellen flimmern exakt in Gegenphase. Die Leuchtdichte des Testfeldes kann mithilfe eines Potentiometers vom Probanden selbst gesteuert werden. Die Leuchtdichte der Blendquelle wird vom Versuchsleiter gesteuert.

3.4 Fixation und Eye-Tracking

Die Innovation der Untersuchung liegt in der Verlagerung der Messung in die Netzhautperipherie. Dies ist insoweit besonders, da die menschliche Netzhaut einen strukturellen und funktionellen Wandel in Abhängigkeit des Abstandes zur Fovea durchläuft [Lac95, Lac06, Sey06, Vau15]. Auch die physiologischen Streulichtquellen des Auges verändern ihre streuenden Eigenschaften in Abhängigkeit des Blendwinkels [Ber95]. Somit wird eine Ortsabhängigkeit des retinalen Streulichtschleiers vermutet.

Deswegen darf sich die retinale Projektion von Blendquelle und Testfeld während der Messung nicht verändern. Um eine hohe Messgenauigkeit zu erreichen, muss zum einem dem Probanden ein interessantes Fixierobjekt präsentiert, zum anderen seine Fixation kontrolliert werden.

Thaler et al. haben Versuche zur Fixationsstabilität mit verschiedenen Fixierobjektformen durchgeführt [Tha13]. Sie kamen zum Ergebnis, dass eine Form aus Zielscheibe und Fadenkreuz (siehe Abbildung 4) dafür am besten geeignet ist. Sie empfehlen trotzdem eine zusätzliche Kontrolle der Fixationseinhaltung.

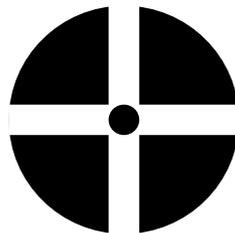


Abbildung 4: Fixierobjekt als Mischung aus Zielscheibe und Fadenkreuz. Diese Form erreichte in einer Studie eine hohe Fixationsstabilität [Tha13].

Eine Kontrolle kann zum Beispiel durch die Verwendung eines Eye-Tracking-Systems durchgeführt werden. Geeignete Eye-Tracking-Kameras zeichnen nicht nur Augenbewegungen, sondern zusätzlich den Pupillendurchmesser auf, welcher auch einen bedeutenden Einfluss auf die Menge des einfallenden Lichts und damit auf die Stärke des Streulichtschleiers besitzt.

4. Datengewinnung

Für die Sehaufgabe ist die Flimmerwahrnehmung im Testfeld essentiell. Wird das flimmernde Streulicht der Blendquelle dort vom Probanden nicht ausreichend wahrgenommen, kann keine Messung stattfinden. Die Flimmerwahrnehmung wird durch die Helligkeit der Blendquelle, dem Abstand des Testfeldes zur Blendquelle und der Größe des Testfeldes maßgeblich beeinflusst [Ber92]. Da aber die Größe und Abstand des Testfeldes (relativ) feste Größen sind, wird vor dem eigentlichen Versuch die Helligkeit der Blendquelle soweit erhöht, dass der Proband sicher das Flimmern im Testfeld wahrnimmt. Die angepasste Helligkeit der Blendquelle fließt in Form der vertikalen Beleuchtungsstärke am Auge in die Berechnung der äquivalenten Schleierleuchtdichte mit ein.

Verallgemeinert betrachtet, versucht man den retinalen Streulichtschleier für verschiedene Blendquellpositionen im Gesichtsfeld abzutasten. Das bedeutet, dass für eine Blendquellposition

mehrere Testfeldpositionen gemessen werden müssen. Da der Versuchsaufbau eine hohe Anzahl an Positionierungsmöglichkeiten besitzt, sollten für eine annehmbare Versuchsdauer bestimmte Positionen ausgewählt werden. Hierbei sind Positionen, bei denen aussagekräftige Messergebnisse erwartet werden, von oberster Priorität.

Für die ersten Versuche wird die Blendquelle in der Netzhautperipherie angeordnet, um eine möglichst ungleichmäßige Streulichtverteilung zu erzeugen. Das Testfeld wird nur zwei Positionen abtasten: mit minimalen und maximalen Abstand zur Fovea (bei konstantem θ , siehe auch Abbildung 5).

5. Psychophysikalische Messmethode

Zur Bestimmung der ortsabhängigen äquivalenten Schleierleuchtdichte wird eine psychophysikalische Messmethode verwendet: die Direct Compensation Method. Die Aufgabe des Probanden besteht darin, die Helligkeit des Testfeldes soweit anzupassen, dass er in diesem keinen Flicker mehr wahrnimmt (siehe Abbildung 6). Hat er diesen Punkt gefunden, spricht man vom Kompensationspunkt, da das flimmernde Streulicht der Blendquelle vom Testfeldlicht scheinbar kompensiert wird. Um den Kompensationspunkt, eine Wahrnehmungsschwelle, zu bestimmen verwenden wir Grenzwertmethode in aufsteigender und absteigender Reihenfolge [Ber04].

Bei aufsteigender Reihenfolge wird die Leuchtdichte des Testfeldes vom Nullpunkt bis zur Flimmerauslöschung erhöht; bei absteigender Reihenfolge die zu hohe Leuchtdichte des Testfeldes bis zur Auslöschung des Flimmers gesenkt. Es werden insgesamt sechs Durchgänge, bestehend aus drei aufsteigenden und absteigenden Reihenfolgen, durchgeführt. Aus den resultierenden sechs Kompensationspunkten wird der Mittelwert gebildet, um die äquivalente Schleierleuchtdichte für diese Testfeldposition zu bestimmen [Ber04].

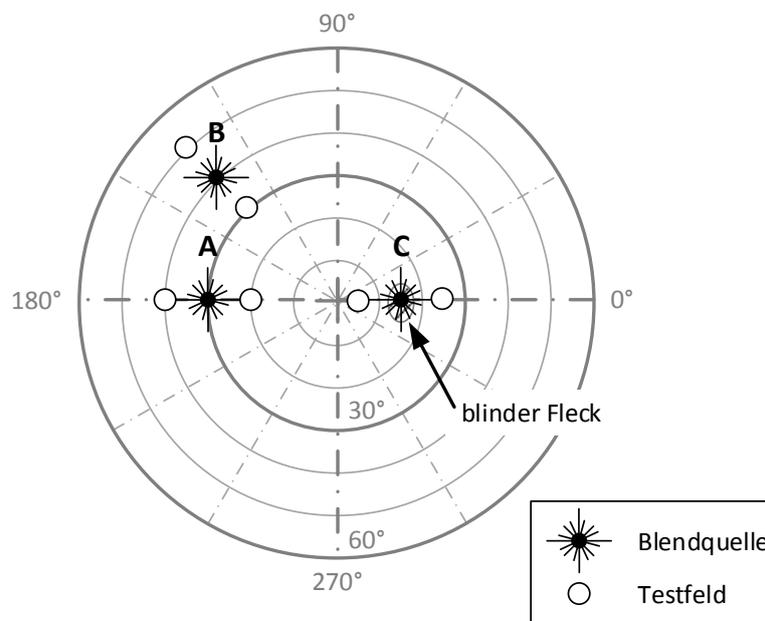


Abbildung 5: Azimutale Abbildung des Gesichtsfeldes eines linken Auges für 0° bis 60° Exzentrizität. Im Zentrum liegt die Fovea; der blinde Fleck liegt nasal bei ca. 17° (oval). Es sind verschiedene Positionen von Blendquelle und Testfeld im Gesichtsfeld dargestellt. Zum Beispiel kann man die Blendquelle auf dem horizontalen Meridian positionieren (A und C). Denkbar wäre auch eine Position ähnlich zu Straßenleuchten (B). Man erwartet die größten Messunterschiede, wenn das Testfeld in minimaler und maximaler Entfernung zur Fovea mit gleichen Abstand zur Blendquelle positioniert wird.

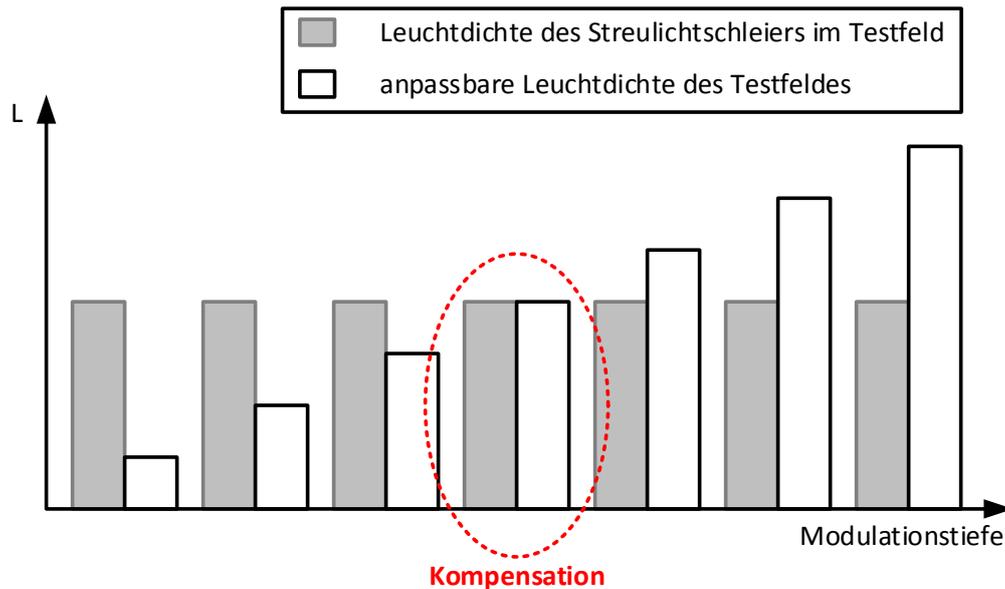


Abbildung 6: Verschiedene Modulationsstufen des Testfeldes. Bei allen sieben Stufen ist die Helligkeit der Blendquelle konstant. Sie erzeugt einen definierten, wahrnehmbaren, flimmernden Streulichtschleier im Testfeld. Die Leuchtdichte des Testfeldes ist stufenweise dimmbar. Wird die Helligkeit bis zum Auslösen der Flimmerwahrnehmung eingestellt, erreicht man den Kompensationspunkt. Dann entspricht die Leuchtdichte des Testfeldes der scheinbaren Leuchtdichte des Streulichtschleiers und wird äquivalente Schleierleuchtdichte genannt.

Die Untersuchung fand in enger Zusammenarbeit mit dem Praxispartner TechnoTeam Bildverarbeitung GmbH statt und wurde im Rahmen des Projektes UNILED II (Förderkennzeichen: 13N13395) vom Bundesministerium für Bildung und Forschung gefördert.



Literatur

- [Agu11] Aguirre, R. C.; Colombo, E. M.; Barraza, J. F. (2011): Effect of glare on reaction time for peripheral vision at mesopic adaptation. In: *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 28 (10), S. 2187–2191.
- [Aka02] Akashi, Y.; Rea, M. (2002): Peripheral detection while driving under a mesopic light level. In: *Journal of the Illuminating Engineering Society* 31 (1), S. 85–94.
- [Als07] Aslam, T. M.; Haider, D.; Murray, I. J. (2007): Principles of disability glare measurement: an ophthalmological perspective. In *Acta Ophthalmol Scand* 85 (4), pp. 354–360.
- [Ber04] van den Berg, T. J. T. P.; Coppens, J. E. (2004): Method and device for measuring retinal stray light on 8/12/2004. App. no. PCT/NL2004/000569. Patent no. WO2005023103 A1.
- [Ber10] van den Berg, T. J. T. P.; Franssen, L.; Coppens, J. E. (2010): Ocular media clarity and straylight. In D. A. Dartt, J. C. Besharse, R. Dana (Eds.): *Encyclopedia of the eye*, vol. 3. Oxford: Academic Press, pp. 173–183, checked on 2/18/2016.
- [Ber86] van den Berg, T. J. T. P. (1986): Importance of pathological intraocular light scatter for visual disability. In: *Doc Ophthalmol* 61 (3-4), S. 327–333.

- [Ber87] van den Berg, T. J. T. P.; Spekreijse, H. (1987): Measurement of the straylight function of the eye in cataract and other optical media disturbances by means of a direct compensation method. In: *Invest Ophthalmol Vis Sci* 28 (Suppl.), S. 397.
- [Ber91] van den Berg, T. J. T. P.; Ijspeert, J. K.; de Waard, P. W. T. (1991): Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall. In: *Vision Res* 31 (7-8), S. 1361–1367.
- [Ber92] van den Berg, T. J. T. P.; Ijspeert, J. K. (1992): Clinical assessment of intraocular stray light. In *Appl Opt* 31 (19), pp. 3694–3696.
- [Ber95] van den Berg, T. J. T. P. (1995): Analysis of intraocular straylight, especially in relation to age. In: *Optom Vis Sci* 72 (2), S. 52–59.
- [Bul03] Bullough, J. D.; van Derlofske, J.; Dee, P.; Chen, J.; Akashi, Y. (2003): An investigation of headlamp glare: intensity, spectrum and size. Washington, D.C.: DOT NHTSA (DOT HS 809 672).
- [DIN13201-2] DIN EN 13201-2:2016-06: Straßenbeleuchtung – Teil 2: Gütemerkmale. Berlin: Beuth Verlag, 2016.
- [Ijs90] Ijspeert, J. K.; de Waard, P. W. T.; van den Berg, T. J. T. P.; de Jong, P. T. V. M. (1990): The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation. In: *Vision Res* 30 (5), S. 699–707.
- [Lac06] Lachenmayr, B. (2006): Gesichtsfeld und Verkehr. Wie funktioniert das periphere Sehen? In: *Ophthalmologie* 103 (5), S. 373–381.
- [Lac95] Lachenmayr, B. J. (1995): Sehen und gesehen werden. Sicher unterwegs im Straßenverkehr. Aachen: Shaker (Berichte aus der Medizin), zuletzt geprüft am 17.11.2016.
- [Sey06] Seydel, U. (2006): Sehen. In: R. F. Schmidt, H.-G. Schaible und N. Birbaumer (Hg.): *Neuro- und Sinnesphysiologie*. 5., neu bearbeitete Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg (Springer-Lehrbuch), S. 243–286, zuletzt geprüft am 13.12.2016.
- [Sti37] Stiles, W. S.; Crawford, B. H. (1937): The effect of a glaring light source on extrafoveal vision. In *Proc Roy Soc London* 122 (827), pp. 255–280.
- [Tha13] Thaler, L.; Schutz, A. C.; Goodale, M. A.; Gegenfurtner, K. R. (2013): What is the best fixation target? The effect of target shape on stability of fixational eye movements. In: *Vision Res* 76, S. 31–42.
- [Vau15] Vaupel, P.; Schaible, H.-G.; Mutschler, E. (2015): *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen*. 158 Tabellen. 7., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart: WVG Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, zuletzt geprüft am 02.01.2017.
- [Vos02] Vos, J. J.; Cole, B. L.; Bodmann, H. W.; Colombo, E. M.; Taekuchi, T.; van den Berg, T. J. T. P. (2002): CIE equations for disability glare. Wien: CIE (CIE publication, 146).