
Tatulla, Carolin; Maak, Oliver; Wolf, Stefan; Schierz, Christoph

Bestimmung der Schleierleuchtdichte für periphere Sehobjekte

URN: <urn:nbn:de:gbv:ilm1-2017200357>

Original published in:

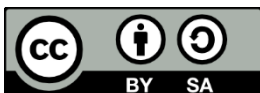
Licht 2016 : Karlsruhe, 25.-28. September : Tagungsband - Proceedings. - Karlsruhe: KIT Scientific Publishing. - (2016), p. 587-594.

Original published: 2016

ISBN: 978-3-7315-0564-8

URN: <urn:nbn:de:0072-578170>

[*Visited:* 2017-08-10]



This document – excluding the cover, pictures and graphs – is licensed under the Creative Commons Attribution-Share Alike 3.0 DE License (CC BY-SA 3.0 DE)
<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/de/>

Bestimmung der Schleierleuchtdichte für periphere Sehobjekte

Tatulla, C.; Maak, O.; Wolf, St.; Schierz, Ch., Fachgebiet Lichttechnik, Technische Universität Ilmenau

Problemstellung und Forschungsfragen

Die Straßensicherheitsbewertung (z.B. EN 13201-2) verwendet die physiologische Blendung als grundlegende Bewertungsgröße für Straßenleuchten. Sie kann durch eine äquivalente Schleierleuchtdichte beschrieben werden, die sich über die gesamte Netzhaut legt, das retinale Lichtniveau anhebt und dadurch den Bildkontrast senkt.

Stand der Wissenschaft/Technik

Die foveale äquivalente Schleierleuchtdichte wird mithilfe der CIE „General Disability Glare Equation“ berechnet, die sich aber nur auf Sehobjekte in Blickrichtung bezieht. Periphere Sehobjekte, wie z.B. dunkel gekleidete Fußgänger auf dem Gehweg, werden in dieses Berechnungsmodell für foveale Wahrnehmung nicht mit einbezogen.

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, kann die äquivalente Schleierleuchtdichte einer Blendquelle für periphere Sehobjekte ermittelt werden.

Versuchsaufbau

Die Versuche verwenden einen adaptierten Aufbau der Direct Compensation Method. Der Proband sitzt im Zentrum einer Ulbricht-Halbkugel und schaut auf einen Fixationspunkt. Die Halbkugel füllt das Gesichtsfeld mit einer konstanten, gleichförmigen Beleuchtung. Das Testfeld wie auch die Blendquelle sind mechanisch im Kugelinneren befestigt und können an jede beliebige Position gesetzt werden. Beide LED-Lichtquellen flickern in Gegenphase. Die Helligkeit des Testfeldes kann mithilfe eines Potentiometers vom Probanden gesteuert werden. Die äquivalente Schleierleuchtdichte wird durch Kompensation des flickernden Streulichts im Testfeld erreicht. Dazu muss die Testfeldleuchtdichte so eingestellt werden, dass die Flickerwahrnehmung darin verschwindet. Die Augenbewegungen des Probanden werden durch Eye-Tracking kontrolliert.

Ergebnisse im Vergleich mit bisherigen Ergebnissen

Der Versuchsaufbau wird derzeit umgesetzt, sodass bisher keine Erkenntnisse gewonnen werden konnten.

Determination of veiling luminance for peripheral visual objects

Tatulla, C.; Maak, O.; Wolf, St.; Schierz, Ch., Lighting Engineering Group, Technische Universität Ilmenau

Research issue

The standard for road safety assessment (e.g. EN 13201-2) uses disability glare as an important evaluation parameter for road lighting luminaires. Disability glare can be described as an equivalent veiling luminance laying over the whole retina, which adds to the retinal light level and reduces contrast of the retinal image.

State of science/technology

The foveal equivalent veiling luminance can be calculated with the CIE General Disability Glare Equation, but it refers only on targets in the line of sight. Peripheral targets, e.g. dark-clad pedestrians on the sidewalk, are not taken into account in the equations for foveal vision.

Research hypothesis

- The equivalent veiling luminance differs for foveal and extrafoveal vision in case of constant angular distance between glare source and target.
- The equivalent veiling luminance of an extrafoveal glare source is distributed asymmetrically over the retina.
- With an adaptation of the direct compensation method, introduced by VAN DEN BERG and SPEKREIJSE, the equivalent veiling luminance of a glare source is determinable for peripheral targets.

Experimental setup

The experiments will use an adapted setup of the direct compensation method. The subjects are placed in center of a hemisphere with their head fixed by a chin rest and looking on a fixation point. The hemisphere represents the field of view with a constant, uniform adaptation background luminance, so that the subject will adapt to a defined state. Two LED light sources will be presented. Both, test spot and glare source, are mechanically attached to the hemisphere and can be set at any position. They flickering in counterphase and are aligned to the monocular examined subject. The test spot luminance can be adjusted by the subject via a control dial. The equivalent veiling luminance can be determined by compensating the flickering straylight of the glare source with the flickering light in the test spot due to adjusting the test spot luminance and obtaining the point of flicker disappearance. Meanwhile subject's eye movements are controlled by an eye tracking system. The non-examined eye is covered by a blindfold.

Results in comparison with previous findings

The investigations are still in progress and expected findings are not yet figured out.

Bestimmung der Schleierleuchtdichte für periphere Sehobjekte

Tatulla, C.; Maak, O.; Wolf, St.; Schierz, Ch., Fachgebiet Lichttechnik, Technische Universität Ilmenau

Zusammenfassung

Die Begutachtung der Straßen- und Fahrzeugbeleuchtung in verschiedenen Beleuchtungsszenarien ist Teil der genormten Straßensicherheitsbewertung. Sie verwendet die physiologische Blendung als grundlegende Bewertungsgröße für Leuchten im Straßenverkehr. Diese Form der Blendung wird mithilfe eines störenden retinalen Lichtschleiers beschrieben. Seine Abhängigkeit vom Einfallswinkel wurde bis jetzt nur für foveale Sehobjekte ermittelt und in mathematische Augenmodelle überführt. Dabei befinden sich im alltäglichen Straßenverkehr die wichtigsten Sehobjekte zumeist in der Peripherie des Sichtfeldes. Deswegen ist es Ziel der vorgestellten Forschungsarbeit, die retinale Schleierleuchtdichte für Sehobjekte in der Netzhautperipherie zu ermitteln und aus den gewonnenen Daten ein angepasstes Berechnungsmodell für die physiologische Blendung zu entwickeln.

1 Einführung

1.1 Visuelle Blendung

Die Blendung ist ein Zustand, der als unangenehm empfunden wird oder ein Herabsetzen der Sehfunktion zur Folge hat, verursacht durch eine ungünstige Leuchtdichteverteilung oder durch zu hohe Kontraste [1]. Durch die visuelle Beeinträchtigung infolge der Blendung entsteht auch eine Sicherheitsgefährdung der Verkehrsteilnehmer im Straßenverkehr [2]. Um Risiken durch nächtliche Straßen- und Fahrzeugbeleuchtung abzuschätzen, wird anhand verschiedener Gütemerkmale die Beleuchtung von Straßen, Wegen und Plätzen nach der europäischen Norm 13201-2 bewertet [3].

Anhand ihrer Wirkung auf den Menschen lässt sich die Blendung in zwei Formen unterscheiden. Die psychologische Blendung beschreibt allgemein eine unangenehme Wahrnehmung durch die Anwesenheit von Blendquellen. Dagegen reduziert die physiologische Blendung aufgrund des retinalen Streulichts, welches durch eine helle Blendquelle entsteht, die Sehleistung [4]. Ihre funktionelle Wirkung auf das Sehen macht sie zum ausgewählten Gütemerkmal der Sicherheitsbewertung von Straßen, da sich durch die physiologische Blendung die Effekte möglicher Blendquellen im Verkehrsraum quantifizieren lassen.

Die Behinderung durch blendende Lichtquellen entsteht durch die optische Streuung des einfallenden Lichts an den imperfekten Medien im menschlichen Auge. Das führt zu einer weitläufigen Verteilung des Streulichtes auf der Netzhaut. Die Stärke des resultierenden äquivalenten Leuchtdichteschleiers ist der Maßstab für die physiologische Blendung und wird als äquivalente Schleierleuchtdichte ausgedrückt. Sie ist die Leuchtdichte eines gleichförmigen Lichtflecks, welcher die Kontrastschwelle zum selben Anteil wie die Blendquelle verändert [5]. Die äquivalente Schleierleuchtdichte kann mithilfe psychophysikalischer Konzepte quantifiziert werden.

1.2 CIE „General Disability Glare Equation“

Zusammen mit der gemessenen vertikalen Beleuchtungsstärke der Blendquelle am untersuchten Auge kann eine foveale Streulichtfunktion angegeben werden, die das retinale Streulicht am Punkt des schärfsten Sehens beschreibt. Grundlage dafür ist die von der CIE vorgestellte „General Disability Glare Equation“ [6], ein mathematisches Streulichtmodell, welches aus den Probandendaten mehrerer Streulichtstudien erstellt wurde.

In die Berechnung der Streulichtfunktion fließen verschiedene Faktoren ein, die auf anatomischen und physiologischen Eigenschaften der intraokularen Streulichtquellen (Hornhaut, Linse, Transluzenz der Augenwand, Reflexion an der Netzhaut) [7] basieren. Wichtigster Faktor ist der Winkelabstand zwischen Blendquelle und Sehobjekt. Je näher das Objekt an der blendenden Lichtquelle liegt, desto stärker ist der Lichtschleier, der sich über die retinale Projektion des Objektes 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.

1.3 Problematik

Die CIE „General Disability Glare Equation“ basiert lediglich auf fovealen Messergebnissen. 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 [8]. Sie zeigen, dass die bekannten Modellfunktionen das Streulicht in der Netzhautperipherie unzureichend beschreiben und damit keine ausreichende Vorhersage für periphere Sehaufgaben liefern [9-11]. Jedoch befinden sich beim größten Teil der Gefahrensituationen im Straßenverkehr die wichtigen Sehobjekte, also z.B. dunkel gekleidete Fußgänger, in der Peripherie des Sichtfeldes (dem Straßenrand/ auf dem Gehweg). 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 [3]. 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 [12], kann die äquivalente Schleierleuchtdichte einer Blendquelle für periphere Sehobjekte ermittelt werden.

3 Methode

3.1 Direct Compensation Method

Die bisherigen Erkenntnisse zur retinalen Streulichtverteilung bei fovealen Sehobjekten wurden hauptsächlich von der niederländischen Forschungsgruppe um Thomas VAN DEN BERG gewonnen. Sie nutzten ab 1986 die von ihnen entwickelte Direct Compensation Method, um die physiologische Blendung anhand des intraokularen Streulichts zu erforschen. Diese Methode schätzt direkt die Menge des Streulichts für unterschiedliche Winkelabstände der Blendquelle zum Sehobjekt [13].

Bei der Direct Compensation Method beobachtet der Proband monokular einen Bildschirm (siehe Abb. 1), 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 flickern mit 8 Hz, der Frequenz maximaler Flickerempfindlichkeit beim menschlichen Sehen. [14, 15]

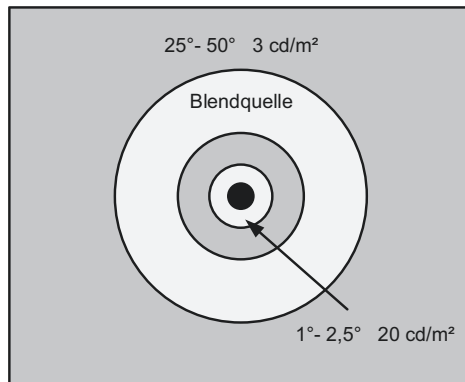


Abb. 1: Räumliche Konfiguration des Bildschirms bei der Direct Compensation Method von van den Berg [verändert nach 13]. Zentral sitzt das dunkle Testfeld, welches ein anpassbares Kompensationslicht präsentiert. Es wird umgeben von einem schmalen, hellen Separationsring. Die restliche periphere Bildschirmumgebung besitzt nur eine geringe Leuchtdichte. Es wird beispielhaft eine der Blendquellen mit einer mittleren Distanz zum Zentrum von 7° gezeigt.

Gibt das Testfeld selbst kein Licht ab, nimmt der Proband in diesem ein Flickern wahr, welches durch die intraokulare Lichtstreuung des einfallenden Blendquellenlichtes entsteht. Diese Flickerwahrnehmung kann durch Anpassung der Leuchtdichte der exakt gegenphasig flickernden 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 Netzhautebene fällt [14].

3.2 Anforderungen an den Versuchsaufbau

Aufgrund der gewählten Methodik und dem Ziel der Messungen müssen bestimmte Anforderungen an die Gestaltung des Versuchsaufbaus gestellt werden. Zum einen wird eine flickernde Blendquelle benötigt. Die Frequenz des Flickers muss so gewählt werden, dass das Flickern vom Probanden sehr gut wahrgenommen werden kann. Das Testfeld muss exakt gegenphasig zur Blendquelle flickern, damit die Flickerwahrnehmung ausgelöscht werden kann. Außerdem muss die Leuchtdichte des Testfeldes vom Probanden gesteuert werden können.

Bei der ursprünglichen Direct Compensation Method liegt das Testfeld mittig auf dem Bildschirm und soll vom Probanden fixiert werden. Durch diese Anordnung kann die äquivalente Schleierleuchtdichte nur für die Fovea bestimmt werden. Bei einer Abwandlung für extrafoveale Sehobjekte müssen Blendquelle wie auch 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 zur Fehlerminimierung durch eine Eye-Tracking-Kamera kontrolliert werden.

3.3 Versuchsaufbau

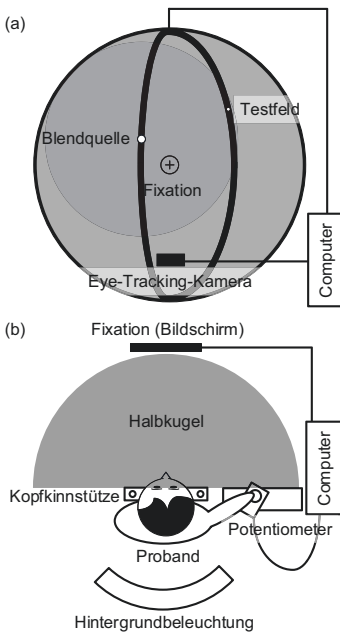


Abb. 2: Versuchsaufbau mit einer Ulbricht-Halbkugel.
(a) Frontansicht (ohne Probandensitzplatz)
(b) Draufsicht (mit Probandensitzplatz)

Für die Experimente wird ein adaptierter Aufbau nach der Direct Compensation Method verwendet. Die Verlegung des Testfeldes in die Sichtfeldperipherie sowie die Realisierung einer beliebig positionierbaren Blendquelle bringt einige Herausforderungen bei der Gestaltung des Aufbaus mit sich. Die Konstruktion und Umsetzung erfolgt im Rahmen einer Masterarbeit.

Die Grundlage des gesamten Aufbaus bildet eine Ulbricht-Halbkugel (siehe Abb. 2) mit einem Radius von 0,75 m. Der Proband sitzt zentral vor der Halbkugel und schaut, fixiert von einer Kopfkinnstütze, auf eine Auslassung an der hinteren Kugelhülle. Hinter der Auslassung befindet sich ein Bildschirm, auf dem sich ein zeitlich und örtlich variabler Fixationspunkt abgebildet wird. Die Augenbewegungen des Probanden werden durch eine im Halbkugelinneren angebrachten Eye-Tracking-Kamera kontrolliert.

Das Innere der Halbkugel füllt das Gesichtsfeld des Probanden mit einer konstanten, gleichförmigen Beleuchtung, sodass dieser auf einen definierten Zustand adaptiert. Die

Beleuchtung des Kugellinneren geschieht durch eine Leuchte, welche oberhalb und leicht hinter dem Probanden angebracht ist.

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

Der Fixationsbildschirm, die Eye-Tracking-Kamera, die beiden Lichtquellen sowie das Potentiometer werden von einem Computer gesteuert. Das nicht-untersuchte Auge wird während der Messungen mithilfe einer Augenklappe abgedeckt.

4 Datengewinnung

Während des Versuches werden dem Probanden verschiedene Sichtfeldszenarien gezeigt. Das bedeutet, dass für unterschiedliche Positionskombinationen von Blendquelle und Testfeld die jeweilige äquivalente Schleierleuchtdichte ermittelt wird. Die Zusammenführung der erhobenen Daten ermöglicht es, eine Aussage über den Verlauf der retinalen Streulichtverteilung zu treffen.

Die Ermittlung der äquivalenten Schleierleuchtdichte erfolgt über psychophysikalische Methoden. Der Kompensationspunkt, das Auslöschen der Flickerwahrnehmung im Testfeld, ist eine Wahrnehmungsschwelle (Absolutschwelle). Deswegen eignen sich Schwellenbestimmungsverfahren am besten zur Datengewinnung während der Versuchsdurchführung. Die Bestimmung der äquivalenten Schleierleuchtdichte soll mithilfe der Grenzmethode im aufsteigenden und absteigenden Verfahren erfolgen. Im aufsteigenden Verfahren wird die Testfeldleuchtdichte vom Nullpunkt bis zur Flickerauslöschung gesteigert. Im Gegensatz dazu wird im absteigenden Verfahren die zu starke Testfeldleuchtdichte bis zum Kompensationspunkt gesenkt. In jeweils drei auf- und absteigenden Durchläufen werden sechs Übergangspunkte ermittelt. Ihre Mittelung ergibt die gesuchte äquivalente Schleierleuchtdichte des Versuches.

5 Ausblick

Nach der Umsetzung des Versuchsaufbaus werden Pilotstudien die Anwendbarkeit der abgewandelten Methode zeigen. Sind diese positiv abgeschlossen, werden Querschnittstudien für verschiedene Testparadigmen (Position von Blendquelle und Testfeld im Gesichtsfeld) und unterschiedlichen Probandeneigenschaften (Alter, Augenfarbe, Katarakt) durchgeführt. Danach erfolgt eine Analyse der gewonnenen Daten, um aus ihnen eine abgewandelte CIE „General Disability Glare Equation“ zu entwickeln. Dadurch entsteht das angepasste mathematische Modell der physiologischen Blendung unter peripherer Wahrnehmung, das Hauptziel dieser Forschung.

Literatur

- [1] DIN EN 12665:2011-09: Licht und Beleuchtung – Grundlegende Begriffe und Kriterien für die Festlegung von Anforderungen an die Beleuchtung. Berlin: Beuth Verlag, 2011.
- [2] Ranney, T. A.; Simmons, L. A.; Masalonis, A. J. (2000): The immediate effects of glare and electrochromic glare-reducing mirrors in simulated truck driving. In: *hum factors* 42 (2), S. 337–347.
- [3] DIN EN 13201-2:2016-06: Straßenbeleuchtung – Teil 2: Gütemerkmale. Berlin: Beuth Verlag, 2016.
- [4] 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.
- [5] Aslam, T. M.; Haider, D.; Murray, I. J. (2007): Principles of disability glare measurement: an ophthalmological perspective. In: *Acta Ophthalmol Scand* 85 (4), S. 354–360.
- [6] 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).
- [7] 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.
- [8] Stiles, W. S.; Crawford, B. H. (1937): The effect of a glaring light source on extrafoveal vision. In: *Proc Roy Soc London* 122 (827), S. 255–280.
- [9] 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.
- [10] 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).
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] 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.