

NIR 2011 Tagungsbericht

Revision der ICNIRP-Guidelines zu inkohärenter Breitband- und Laserstrahlung

Karl Schulmeister

Bitte melden Sie sich für unseren **Laser, LED & Lampen-Sicherheit NEWSLETTER**
(ca. 4 mal pro Jahr) an, um Infos über neue Downloads zu erhalten:
<http://laser-led-lamp-safety.seibersdorf-laboratories.at/newsletter>

Diese Veröffentlichung wird als PDF-Datei von der Seibersdorf Labor GmbH mit der Erlaubnis der TÜV Media GmbH zur Verfügung gestellt.

Die Weitergabe an Dritte ist nicht gestattet.

Die PDF-Datei kann von <http://laser-led-lamp-safety.seibersdorf-laboratories.at> heruntergeladen werden.

Quelleninformation

Titel: *Revision der ICNIRP-Guidelines zu inkohärenter Breitband- und Laserstrahlung*

Autoren: *Schulmeister K*

Tagungsbericht NIR 2011, Herausgeber: Hans-Dieter Reidenbach, Klaus Dollinger, Günter Ott
TÜV-Verlag GmbH, Köln, 2004
Seiten 21-45

REVISION DER ICNIRP-GUIDELINES ZU INKOHÄRENTER BREITBAND- UND LASERSTRAHLUNG

REVISION OF THE ICNIRP GUIDELINES FOR BROADBAND INCOHERENT RADIATION AND LASER RADIATION

Karl Schulmeister

Prüfstelle für Laser, LED & Lampensicherheit, Seibersdorf Labor GmbH, Österreich

Zusammenfassung — Im Februar 2011 veröffentlichte ICNIRP einen Entwurf für die Revision der Grenzwerte für inkohärente optische Breitbandstrahlung sowie für Laserstrahlung. Die vorgeschlagenen Änderungen werden aus der Sicht des Autors, der Mitglied der ICNIRP Expertengruppe ist, zusammengefasst und Hintergründe für die Änderungen gegeben. Die vorgeschlagenen Änderungen der ICNIRP Expositionsgrenzwerte werden parallel in den neuen Ausgaben von IEC 62471 (Lampensicherheit) und IEC 60825-1 (Lasersicherheit) für die entsprechenden Emissionsgrenzwerte übernommen. Mit einer Übernahme der neuen Grenzwerte für die Richtlinie für optische Strahlung am Arbeitsplatz ist ebenfalls zu rechnen.

Summary – In February 2011, ICNIRP published an official draft for the revision of the exposure limits for incoherent broadband optical radiation as well as for laser radiation. The proposed changes are summarized from the viewpoint of the author, who is also a member of the ICNIRP expert group responsible for the guidelines. Background information on the changes will be given. The proposed revision is adopted in parallel for IEC 62471 (lamp safety standard) as well as IEC 60825-1 (Laser safety standard) for the respective emission limits. An adoption of the new ICNIRP exposure limits for an update in the European directive on work place safety is likely.

Schlüsselwörter — ICNIRP, Expositionsgrenzwert, Netzhaut, Auge, Richtlinie künstliche optische Strahlung, VOPST, OStrV, IEC 62471, IEC 60825-1

Keywords — ICNIRP, Exposure limit, retina, eye, Directive artificial optical radiation, IEC 62471, IEC 60825-1

Teil I - Allgemeines

1. Einleitung

Die internationale Strahlenschutzkommission für nicht-ionisierende Strahlung ICNIRP (Int. Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) hat im Februar 2011 je einen Entwurf zur Revision der Guidelines für Laserstrahlung bzw. für inkohärente Breitbandstrahlung zur „open consultation“ online gestellt. Die darin im Vergleich zu den derzeit gültigen Guidelines [1,2] enthaltenen Änderungen der Grenzwerte werden in diesem Beitrag zusammengefasst. Es ist dabei zu berücksichtigen, dass es sich bei den diskutierten Änderungen noch um keine festgelegten Werte handelt, diese können sich in der endgültigen Fassung, mit der Anfang 2012 zu rechnen ist, vom Entwurf unterscheiden. Die hier enthaltene Diskussion stellt auch keine offizielle Meinung oder Darstellung der ICNIRP dar.

2. Internationale Relevanz

Die ICNIRP Guidelines an sich haben keinen Vorschriftencharakter und sind als Empfehlung einer international anerkannten Expertenkommission zu sehen. Sie sind aber dennoch von hoher internationaler Relevanz, weil sie von den technischen Normungsgremien z.B. der IEC dazu herangezogen werden, Emissionsgrenzwerte für Produktsicherheitsnormen abzuleiten (im Normalfall erfolgt eine harmonisierte Herleitung der Emissionsgrenzwerte, die vom Wert her gleich sind wie die Expositionsgrenzwerte der ICNIRP), was besonders bei den Laserklassen 1, 2 und 3R nach IEC 60825-1 der Fall ist [3], wie auch bei den Lampen-Risikogruppen nach IEC 62471 [4]. Diese beiden Normen werden auch parallel mit den Änderungen der ICNIRP überarbeitet, der Autor des Artikels fungiert als „Liaison-Officer“ zwischen ICNIRP und dem relevanten IEC Gremium TC 76. Zum Zusammenhang zwischen Expositionsgrenzwert und Emissionsgrenzwerten für die Laserklassen siehe z.B. Kapitel 4 in Henderson & Schulmeister [5].

Die ICNIRP Grenzwerte werden jedoch nicht nur für Produktsicherheitszwecke herangezogen, sie stellen auch in vielen Ländern die Basis für die Gefährdungsbeurteilung am Arbeitsplatz dar; in Europa wurden die entsprechenden Grenzwerte für Laserstrahlung und optische Breitbandstrahlung dezidiert und verbindlich als Grenzwerte für die Exposition am Arbeitsplatz vorgeschrieben (EU Richtlinie 25/2006/EG, nationale Umsetzungen in Europa in Verordnungen zum entsprechenden Arbeitnehmer-Schutzgesetz, also in Deutschland z.B. OStrV [6], in Österreich VOPST [7]). Die zuständige Arbeitsgruppe der EU Kommission (DG für Employment, Social Affairs and Inclusion) hat darauf Wert gelegt, in der Festlegung der Grenzwerte der Richtlinie in keinem Fall von den ICNIRP Grenzwerten abzuweichen. Es wurde auch schon informell vom Leiter der Arbeitsgruppe mitgeteilt, dass folgend einer Änderung der ICNIRP Grenzwerte auch die Grenzwerte der EU Richtlinie geändert werden. Folgend einer Änderung der Richtlinie müssen dann noch jene nationalen Umsetzungen der Richtlinie, die die Grenzwerte dezidiert enthalten, wie die österreichische VOPST, geändert werden. Für die deutsche OStrV ist diese Änderung auf nationalem Niveau nicht notwendig, weil diese Verordnung keine Grenzwerte listet sondern auf die Grenzwerte der Richtlinie verweist.

Damit die Information der Laserklassen und der Risikogruppen von Lampen und Leuchten möglichst direkt für eine Beurteilung, ob Expositionsgrenzwerte am Arbeitsplatz überschritten sein können, herangezogen werden können, ist wichtig, dass die Emissionsgrenzwerte für die Laserklassen und Lampenrisikogruppen der IEC Produktsicherheitsnormen möglichst 100 % mit den Expositionsgrenzwerten (der ICNIRP und damit der EU Richtlinie) harmonisiert sind. Die parallele Überarbeitung der Produktsicherheitsnormen mit den ICNIRP Grenzwerten soll dies gewährleisten.

3. Reduktionsfaktor (Sicherheitsfaktor)

In den letzten 10 Jahren wurde eine relativ große Anzahl von Daten zur thermisch induzierten Schädigung der Netzhaut erarbeitet, die bisherige Lücken im mehrdimensionalen Parameterraum der Abhängigkeit der Schwellwerte von Pulsdauer, Anzahl der Pulse, Wiederholrate, Wellenlänge und retinaler Fleckgröße (Ausdehnung der scheinbaren Quelle) füllten. Diese Daten erlaubten zum Beispiel zum ersten Mal ein vollständiges Verständnis der Fleckgrößenabhängigkeit sowie von multiple Pulsen, was die Basis für die hier besprochenen Hauptänderungen der Grenzwerte für Laserstrahlung und für optische Breitbandstrahlung darstellt. Teilweise waren die Änderungen notwendig, weil neue experimentelle Untersuchungen zeigten, dass für spezielle Fälle die derzeitigen Grenzwerte zu hoch waren (d.h. Grenzwerte mussten reduziert werden), teilweise erlaubten die neuen Daten, unnötig

hohe Sicherheitsfaktoren zwischen Schwellwert und Grenzwert zu reduzieren, d.h. Grenzwerte konnten – je nach Pulsdauer und retinaler Fleckgröße - erhöht werden.

Es sei hier angemerkt, dass der Faktor zwischen Schwellwert für einen bestimmten Effekt (den man verhindern will) und dem Grenzwert bei aktuellen ICNIRP Dokumenten nicht mehr Sicherheitsfaktor (safety factor), sondern Reduktionsfaktor (reduction factor) genannt wird. Eine Diskussion über das Verständnis des Begriffes Schwellwert ist aufwändig und nicht im Rahmen dieses Artikels möglich (siehe aber z.B. [8]). Es sei zusammengefasst, dass es bei einer Interpretation der experimentellen Schädigungsschwellwerte und bei einem Vergleich mit den Grenzwerten wichtig ist, mit welchem Endpunkt die experimentellen Daten bestimmt wurden. Die Standardmethode zur Feststellung, ob eine Bestrahlung mit einer bestimmten Laserleistung, Spotgröße, Pulsdauer etc. zu einer Schädigung geführt hat, ist die Untersuchung mit einem Ophthalmoskop, wobei minimale Veränderungen der optischen Erscheinung der Netzhaut als Schädigung gewertet werden. Es ist aber sehr wichtig, alle experimentellen Parameter, die gemeinsam einen Endpunkt ergeben und einen Einfluss auf den Schwellwert haben, zu berücksichtigen. Zum Beispiel ergeben sich signifikante Unterschiede, wenn die Untersuchung, ob eine Schädigung eingetreten ist, entweder 5 Minuten nach der Bestrahlung erfolgt, was in manchen frühen Studien der Fall war, oder 1 Stunde nach Bestrahlung, was in 1970er Jahren üblich war, oder 24 Stunden nach der Bestrahlung, was in den letzten 10-20 Jahren der „Goldstandard“ ist, weil sich nach 24 Stunden entsprechend niedrigere Schwellwerte ergeben (das Gewebe benötigt offensichtlich diese Zeit, um auf die Schädigung mit einer feststellbaren Änderung zu reagieren). Unterschiede von einem Faktor 2 zwischen 1 h und 24 h Feststellungszeitpunkt sind hier durchaus üblich (aber nicht generell für alle Pulsdauern, Fleckgrößen etc. einheitlich). Einen weiteren Unterschied macht es, ob der Schwellwert in der Makula, dem zentralen Netzhautbereich, der stärker pigmentiert ist, oder in der Paramakula bestimmt wurde. Es zeigt sich auch, dass Bestrahlungen mit der gleichen Leistung von verschiedenen Punkten auf der Netzhaut nicht unbedingt zum gleichen Ergebnis (Schädigung oder Nicht-Schädigung) führen. Es ergibt sich dadurch die Notwendigkeit einer statistischen Auswertung, mit dem Resultat einer Dosis-Respons Kurve, deren zentraler Punkt die Dosis (z.B. Energie pro Puls) ist, bei dem 50 % der durchgeführten Bestrahlungen zu einer Schädigung führen; diese Dosis wird ED-50 genannt. Ein Reduktionsfaktor bezogen auf den ED-50 Wert ist notwendig, damit der Grenzwert entsprechend weit unter dem ED-50 liegt, wobei aber auch die Steilheit der Dosis-Respons Kurve ausschlaggebend ist, wie groß der Reduktionsfaktor sein muss (es ist auch zu berücksichtigen, dass die übliche Theorie hinter der Dosis-Response Kurve für kleine Dosen nicht angewendet werden kann).

Häufig hört man, dass der Reduktionsfaktor (oder Sicherheitsfaktor) bei Laserstrahlung generell 10 sei; dies ist aus zwei Gründen nicht korrekt: erstens ergibt sich durch die Vereinfachung der Grenzwerte im Vergleich zu den biologischen Schädigungsschwellwerten (z.B. als Funktion der Pulsdauer, Wellenlänge, Fleckgröße) „automatisch“ dass der Reduktionsfaktor entsprechend variiert; in diesem Artikel sind Beispiele zu finden, wo der Reduktionsfaktor derzeit, aufgrund von vereinfachten Grenzwerten, über 1000 beträgt. Ein weiterer Faktor der zu berücksichtigen ist, sind Unsicherheiten: bestehen Unsicherheiten, ist der Reduktionsfaktor (zwischen ED-50 und Grenzwert) entsprechend größer anzusetzen verglichen zu einer Situation wo es sehr geringe Unsicherheiten gibt und der Schwellwert gut bekannt ist. Dies ist der Grund, warum für Bestrahlung mit kollimierten Strahlen, die eine Punktquelle darstellen (der übliche Fall bei Laserstrahlung) der Reduktionsfaktor zumindest ungefähr 10 sein sollte; es besteht nämlich die Unsicherheit, ob bei Tierversuchen wirklich eine minimale Fleckgröße auf der Netzhaut erreicht wird (für eine tiefergehende Diskussion

dazu siehe Schulmeister et al. [9]). Ist der Durchmesser der Fleckgröße gut charakterisiert, die Dosis-Reponsekurve steil, und sind die Endpunkte der Untersuchung restriktiv gewählt (z.B. 24 h, Makulaexposition, die entsprechend niedrige Schwellwerte liefern) wie es bei neueren Versuchen mit ausgedehnten Quellen der Fall ist, kann ein entsprechend geringerer Reduktionsfaktor akzeptabel sein, wie z.B. 2,5 oder 3. Aufgrund der restriktiven Endpunkte und den geringen Unsicherheiten wird dieser Faktor immer noch als ausreichend betrachtet, damit eine Bestrahlung des Menschen mit Niveaus unter dem Grenzwert zu keiner Schädigung führt. Es sei hier auch erwähnt, dass die Schwellwerte für humane Netzhäute in allen Fällen, wo ein Vergleich mit Tierversuchen stattfand, um mindestens einen Faktor 1,5 höher waren (siehe Review von Stuck [10]).

Man sollte also unterscheiden zwischen einem *minimalen* Reduktionsfaktor, also z.B. ca. 10 für minimale Spotgrößen und 2,5 für ausgedehnte Quellen, bei dessen Größe man Unsicherheiten berücksichtigt bzw. auch die Restriktivität der Endpunkte, und einer Variation des Reduktionsfaktors aufgrund von Vereinfachungen der Grenzwerte im Vergleich zu den biologischen Schwellwerten, wodurch der Reduktionsfaktor deutlich größer sein kann als der *minimale* Reduktionsfaktor. Die Grenzwerte sind teilweise aufgrund der vielen bereits berücksichtigten Abhängigkeiten zwar schon sehr komplex, die biologischen Schwellwertrends variieren hingegen noch deutlich stärker, wenn man die Abhängigkeit von Wellenlänge, Pulsdauer, Spotgröße, Pulswiederholrate und Anzahl der Pulse betrachtet; diese Abhängigkeiten kann man auch nicht einzeln betrachten, sondern sie variieren ja auch mit einer gegenseitigen Abhängigkeiten; z.B. unterscheidet sich die Abhängigkeit von der Pulsdauer für verschiedene Wellenlängen, da es je nach Wellenlänge deutlich unterschiedliche Eindringtiefen gibt (besonders bei Hornhaut drastisch), oder, wie in den letzten Jahren untersucht wurde und unten genauer diskutiert wird, hängt die Fleckgrößenabhängigkeit von der Pulsdauer ab. Bezüglich der Komplexität der Grenzwerte befindet man sich auch in einem Spannungsfeld zwischen einerseits dem Bestreben, dass die Grenzwerte nicht zu kompliziert sein sollen, aber andererseits sollen sie auch nicht unnötig niedrig sein – beide Anforderungen lassen sich aber deshalb nicht erfüllen, weil jedwede Vereinfachung definitionsgemäß auf der restriktiven, sicheren Seite liegen muss. Würde man die Grenzwerte entsprechend vereinfachen, würde es viele Fälle geben, wo Anwendungen und Produkte unnötig in der Leistung eingeschränkt wären.

4. Übersicht über Änderungen

Bis auf eine kleine Adaptierung bei den Breitbandgrenzwerten im IR-Bereich für die vorderen Augenmedien sowie die Regeln für die Behandlung von Mehrfachpulsen bei Lasern für die Haut und für Wellenlängen über 1400 nm (also die Hornhaut betreffend) beziehen sich daher alle Änderungen nur auf die Grenzwerte, die vor thermisch induzierter Netzhautschädigung schützen (hier ist der Ultrakurzpulsbereich eingeschlossen, auch wenn es nicht direkt thermisch induzierte Schädigung betrifft); der Grenzwert für photochemisch induzierte Netzhautschädigung bleibt also unverändert, ebenso wie die Grenzwerte für Wellenlängen im UV Bereich die Haut und vorderen Augenmedien betreffend, sowie die Lasergrenzwerte über 1400 nm.

Bezüglich der thermischen Netzhautgrenzwerte gibt es Änderungen, die verschiedene Abhängigkeiten des Grenzwertes betreffen (die Änderungen betreffen aber bis auf die Ausnahme des Wellenlängenbereiches von 1200 nm bis 1400 nm nur gepulste Quellen):

- Die Abhängigkeit vom Durchmesser der Fleckgröße auf der Netzhaut (Charakterisiert durch den Parameter α , der Ausdehnung der scheinbaren Quelle); hier erfolgt durch

die Einführung einer Pulsdauerabhängigkeit für den Parameter α_{\max} für ausgedehnte gepulste Quellen eine nennenswerte Erhöhung der Grenzwerte. Die Änderungen sind für Laserstrahlung und Breitbandstrahlung ident.

- Die Wellenlängenabhängigkeit der Grenzwerte; für Laserstrahlung erfolgt die Änderung im Wellenlängenbereich zwischen 1200 nm und 1400 nm, für Breitbandstrahlung wird die Wirkungsfunktion $R(\lambda)$ im blauen Wellenlängenbereich korrigiert; in beiden Fällen erfolgt eine effektive Anhebung der Grenzwerte.
- Es war eine Anpassung des Basisgrenzwertes für verschiedene Pulsdauerbereiche notwendig: im Nanosekundenbereich war es notwendig, den Lasergrenzwert zu reduzieren, die Grenzwerte für Pulsdauern über 18 μ s blieben jedoch für kleine Quellen unverändert. Aufgrund der effektiven Anhebung der Grenzwerte durch die Änderung der Fleckgrößenabhängigkeit, war es notwendig für Breitbandstrahlung den Basisgrenzwert zu reduzieren, wobei der Wert für 10 s aber gleich blieb. Für gepulste Quellen, wie Blitzlampen, erfolgt als Netto-effekt aber eine Anhebung der zulässigen Strahldichte.
- Die Behandlung von Mehrfachpulsen wurde vereinfacht und teilweise konnte auch eine Anhebung erfolgen, d.h. eine weniger starke Reduktion als Funktion der Anzahl der Pulse.

Ob sich für ein konkretes Produkt oder eine konkrete Anwendung eine Änderung ergibt (d.h. ob mehr oder weniger Emission erlaubt ist), hängt von der Wellenlänge ab, von der Pulsdauer und der Netzhautfleckgröße. Für „einfache“ Laserquellen wie z.B. kontinuierliche Laser mit einem kollimierten Strahl (d.h. minimale Fleckgröße, „Punktquelle“), ergeben sich keine Änderungen, mit Ausnahme des Wellenlängenbereichs von 1200 nm bis 1400 nm. Für eine multiple gepulste Quelle kann sich im Extremfall der Grenzwert (also die zulässige Bestrahlung des Auges, oder auch die zulässige Leistungsemission für Klasse 1) um einen Faktor 10 oder mehr erhöhen, sollte es sich um eine ausgedehnte gepulste Quelle handeln, ist in Summe auch eine Erhöhung um mehr als einen Faktor 100 möglich. Es ist wichtig zu betonen, dass eine Erhöhung der Grenzwerte natürlich nur dort erfolgte, wo auf Basis von meist neuen Schädigungsschwellwertstudien gezeigt werden konnte, dass der bisherige Reduktionsfaktor zwischen Grenzwert und Schädigungsschwellwert unnötig hoch ist. Wo aufgrund von Studien erkannt wurde, dass der Reduktionsfaktor in speziellen Fällen nicht ausreichend ist (z.B. im Nanosekundenbereich für Einzelpulse) war es notwendig, den Grenzwert zu erniedrigen.

Es ist wichtig zu betonen, dass durch diese Revision auch eine weitere Harmonisierung der Laser und Breitbandgrenzwerte, d.h. im relevanten Parameterbereich sind die beiden Grenzwertsätze (die beide thermische Netzhautschädigung betreffen), bis auf einen Faktor 1,3 gleich (wenn man die Einheiten entsprechend umrechnet). Die Trennung von Lasergrenzwerte und Breitbandstrahlungsgrenzwerten ist dennoch sinnvoll und wird beibehalten, weil bei Breitbandquellen ausschließlich ausgedehnte Quellen relevant sind, und bei Laserquellen der überwiegende Mehrheit jedoch kleine Quellen sind, für die im ersteren Fall die Strahldichte die passendere Einheit ist und die Bestrahlungsstärke oder Leistung durch eine Blende im zweiten Fall. Der zweite Grund für die Unterscheidung ist die bei Breitbandquellen notwendige Gewichtung der Exposition mit Bewertungsfunktionen und der parallele Vergleich mit mehreren Grenzwerten; bei Laserstrahlung wo der Normalfall eine einzelne Wellenlänge ist, kann die Wellenlängenbewertung in den Grenzwert „eingebaut“ werden. Das bedeutet dass es zwar prinzipiell möglich wäre, die gleichen Grenzwerte für Laserstrahlung und Breitbandstrahlung zu definieren, aber es wäre dann entweder für Laserstrahlung oder für Breitbandstrahlung unnötig unpraktisch oder kompliziert. Für zentrale Bereiche wie der photochemische Netzhautgrenzwert und in Zukunft auch der

thermische Netzhautgrenzwert sind die Grenzwerte für weite Parameterbereiche praktisch gleich.

5. Fleckgrößenabhängigkeit

Da die Fleckgrößenabhängigkeit sowohl bei der Laserstrahlung wie auch bei Breitbandstrahlung in gleicher Weise geändert wird, erfolgt deren Diskussion im Allgemeinen Teil dieses Beitrages.

Aufgrund des Einflusses des radialen Wärmeflusses ist der Schädigungsschwellwert für thermisch induzierte Schädigung vom Durchmesser der Fleckgröße auf der Netzhaut abhängig. Die Ausdehnung des Flecks (hier als kreisrund angenommen) wird durch den Winkel α charakterisiert, dem Winkel, den die scheinbare Quelle aufspannt, der gleich groß ist wie der Winkel, der von der Abbildung auf der Netzhaut aufgespannt wird [5, 11]. Für kollimierte Laserstrahlung ist die scheinbare Quelle im Unendlichen und erzeugt einen minimalen Fleck auf der Netzhaut, die in der Norm mit 1,5 mrad angenommen wird, was 25 μm auf der Netzhaut entspricht (die Länge des luftäquivalenten Auges ist 17 mm). Für Laserquellen kann sich eine ausgedehnte Quelle ergeben, wenn die Divergenz des Strahls zumindest in eine Richtung entsprechend groß ist, wie z.B. bei Linienlasern. Die derzeit für Laserstrahlung definierte Fleckgrößenabhängigkeit ist durch eine lineare Erhöhung des Grenzwertes mit größer werdendem α gegeben, wobei der maximale Wert von α auf 100 mrad beschränkt ist und die Erhöhung des Grenzwertes damit auf einen maximalen Wert von $C_6 = 66,6$. Die Erhöhung des Grenzwertes mit C_6 gibt an, dass mehr Leistung ins Auge eintreten kann, wenn diese Leistung über einen größeren Fleck verteilt ist.

Es wird häufig übersehen, dass für Quellen, die größer als 100 mrad sind, zwar der Faktor C_6 nicht weiter erhöht wird, jedoch der Messempfangswinkel zur Bestimmung der Bestrahlungsstärke, die mit dem Grenzwert verglichen wird, auf 100 mrad beschränkt ist. Man misst damit bei Quellen, die größer sind als 100 mrad, einen Teil der auf das Auge auftreffenden Bestrahlungsstärke nicht, nämlich jenen Anteil, der auf der Netzhaut außerhalb von 100 mrad (1,7 mm) abgebildet wird. Fälschlicherweise wird dies manchmal als „Quellenteile größer als 100 mrad tragen nicht zur Schädigung bei“ erklärt. Der Grund für diese Festlegung ist jedoch eine andere: für Quellen, die größer als 100 mrad sind, ist der Schädigungsschwellwert von der Größe des Flecks unabhängig, weil der Rand des Flecks soweit vom Zentrum entfernt ist, dass die Temperatur des Zentrums während der Bestrahlungsdauer nicht durch radialen Wärmefluss beeinflusst wird. Die Einschränkung auf den Empfangswinkel von 100 mrad ergibt für Quellen, die größer sind als 100 mrad, dass die zulässige Gesamt-Bestrahlungsstärke am Ort der Hornhaut des Auges entsprechend erhöht wird (entsprechend darf die Emission der Produktes erhöht werden); da es sich um eine Einschränkung handelt, die sich auf die Fläche bezieht, ergibt sich eine von α^2 abhängige Erhöhung der zulässigen Gesamt-Bestrahlungsstärke. Für homogene Quellen ist es also auch möglich, mit einem offenen Empfangswinkel zu messen, und dafür den Korrekturfaktor C_6 bei α -Werten über 100 mrad proportional zu α^2 steigen zu lassen, wie es auch z.B. in ANSI Z136.1 angeführt ist und in Abb. 1 a) dargestellt ist. Die Abszisse ist hier als „totale intraokulare Energie“ angegeben, was bei Division durch die Fläche einer Pupille mit 7 mm Durchmesser auch die gemittelte Bestrahlung auf der Hornhaut ergibt (die dann mit dem Grenzwert verglichen wird). Es ist interessant, diese Abhängigkeit von der Fleckgröße für die *Netzhaut*-Bestrahlung aufzutragen, wie in Abb. 1 b) gezeigt. Dazu muss man nur die Energie, die ins Auge eindringt (Abb. 1a) durch die Fläche des Flecks auf der Netzhaut dividieren, sowie die Transmission der pre-retinalen Augenmedien berücksichtigen. Aus der α -Abhängigkeit für den Fall a) wird dann eine $1/\alpha$ Abhängigkeit.

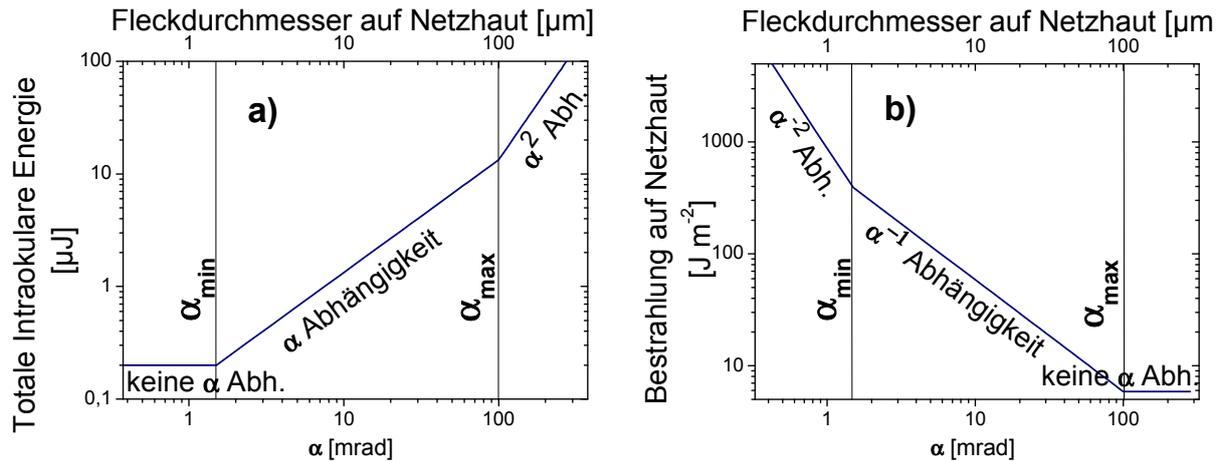


Abb 1. Darstellung der Fleckgrößenabhängigkeit für den Fall, (a) wo die Exposition (bzw. die Schädigungsschwellwerte) als intraokulare Energie dargestellt werden (also auf Ebene der Hornhaut, gleichwertig mit der Bestrahlung auf der Hornhaut, bzw. als Bestrahlung auf der Netzhaut (b), gleichwertig mit der Strahldichtedosis.

Im Gegensatz zu Laserstrahlung ist für Breitbandstrahlung der Fall der ausgedehnten Quelle der übliche Normalfall; damit eine Breitbandstrahlungsquelle als kleine Quelle, oder „Punktquelle“ ($\alpha < 1,5$ mrad) erscheint, muss diese so weit weg sein, dass sie nicht mehr gefährlich sein kann (vergleiche unsere Sonne und Sterne). Die Netzhaut-Grenzwerte für Breitbandstrahlung werden daher als Strahldichte angegeben, weil Strahldichte direkt proportional zur Bestrahlungsstärke in der Abbildungsebene ist, also direkt proportional zur Bestrahlungsstärke auf der Netzhaut (die Strahldichte muss dazu nur mit dem Raumwinkel, den die Pupille von der Netzhaut aus gesehen aufspannt, multipliziert werden, sowie die Transmission des Auges berücksichtigt werden). Aus diesem Grund zeigt Abb. 1 b) auch gleichzeitig die α -Abhängigkeit der Grenzwerte, wenn diese als Strahldichtedosis (zeitlich integrierte Strahldichte, Einheiten $J m^{-2} sr^{-1}$) gegeben sind. Diese Abhängigkeit der Grenzwerte entspricht auch gut den Abhängigkeiten der Schwellwerte für die Schädigung der Netzhaut, zumindest für Bestrahlungsdauern von 0,25 s und darüber. Bestrahlungen mit größeren Fleckdurchmessern haben einen niedrigeren Schädigungsschwellwert, wenn dieser als retinale Bestrahlung ausgedrückt wird, als kleinere. Dies erklärt sich dadurch, dass es bei größeren Fleckdurchmessern länger dauert, bis die radiale Wärmeleitung zu einer Kühlung des Zentrums des Flecks führt. Dadurch erreicht das Zentrum des Flecks - bei gleicher Bestrahlungsstärke - höhere Temperaturen als dies bei kleineren Fleckgrößen der Fall ist, wo das Zentrum schon entsprechend früher gekühlt wird. Wird das Zentrum des Flecks während der Pulsdauer gar nicht durch radiale Wärmeleitung betroffen, weil der Fleck entsprechend groß ist, ist die am Ende des Pulses erreichte Temperatur vom Fleckdurchmesser unabhängig. Diese Abhängigkeit der Temperatur kann man schön mit Computermodellen zeigen (Abb. 2.) wo die Temperatur in der Netzhaut am Ende des Pulses – bei jeweils gleicher Bestrahlung - für einen 100 ms Puls aufgetragen ist.

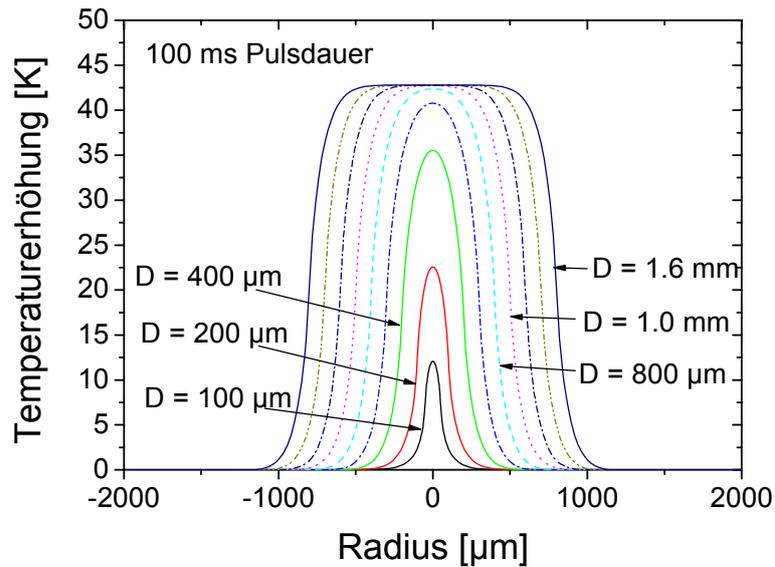


Abb. 2. Radiales Temperaturprofil am Ende eines 100 ms Pulses für verschiedene Fleckgrößen auf der Netzhaut bei jeweils gleicher Bestrahlung.

Dies ist der Hintergrund für den maximalen Wert von α , der das Symbol α_{\max} erhalten hat, und derzeit den konstanten Wert von 100 mrad hat, was 1,7 mm auf der Netzhaut entspricht (die wirkliche Abbildung kann natürlich entsprechend größer sein, aber der Parameter in der Grenzwertformel wird auf α_{\max} beschränkt). Der physikalische Hintergrund hinter der kritische Fleckgröße α_{\max} ist also, dass dies jene Fleckgröße ist, bei der die radiale Wärmeleitung das Zentrum des Flecks am Ende des Pulses gerade noch erreicht (oder wenn man will, gerade nicht mehr erreicht, bei kleineren Fleckgrößen schon). Man kann sich die kritische Rolle der radialen Wärmeleitung auch im Sinne einer „Kühlungswelle“ vorstellen, die sich vom nicht bestrahlten Gebiet außerhalb des Laserflecks in Richtung Zentrum des Laserflecks bewegt. Diese Kühlungswelle braucht zum Erreichen des Zentrums eine gewisse Zeit, die durch die thermische Wärmeleitungstheorie beschrieben wird. Erreicht die Kühlungswelle nun das Zentrum des Laserflecks, steigt die Temperatur nicht so stark an wie bei größeren Fleckgrößen, wo die Kühlungswelle zu diesem Zeitpunkt das Zentrum noch nicht erreicht hat, siehe Abb. 3.

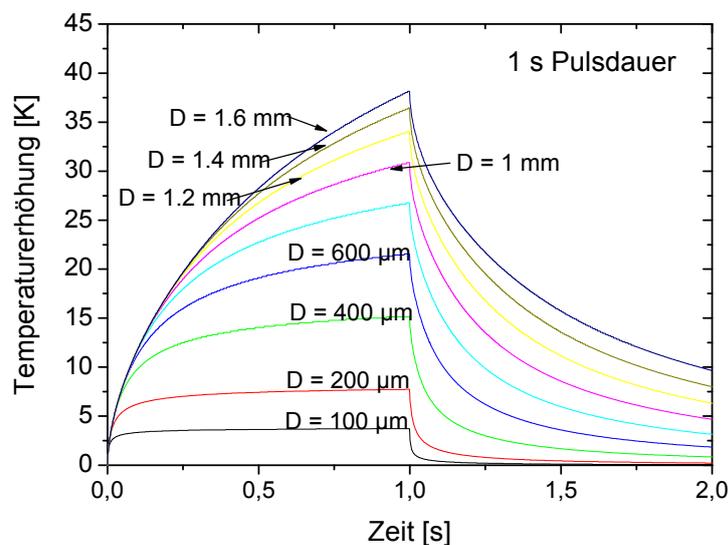


Abb. 3 Temperaturerhöhung im Zentrum des Laserflecks als Funktion der Zeit für eine Bestrahlung die 1 s dauert.

Aus diesem Einfluss der radialen Wärmeleitung ergibt sich, dass sich bei Fleckgrößen bis zu α_{\max} , also Fleckgrößen, bei denen das Zentrum des Flecks innerhalb der Pulsdauer durch radiale Wärmeleitung gekühlt wird, eine α -Abhängigkeit in den Schwellwerten bzw. Grenzwerten ergibt, weil eben kleinere Flecke früher gekühlt werden und eine geringere Temperatur erreichen am Ende des Pulses als größere (siehe Abb. 3). Für Flecke, die größer sind als der kritische Durchmesser, gibt es keine α -Abhängigkeit, d.h. im Zentrum des Laserflecks ist die Temperaturkurve von der Fleckgröße unabhängig.

Parallel mit experimentellen Arbeiten mit ex-vivo Rindernetzhäuten wurden in der Gruppe des Autors in Seibersdorf ein Computermodell zur Berechnung von Schwellwerten für thermische Schädigung entwickelt und mit allen relevanten verfügbaren experimentellen Tierversuchsdaten validiert [12]. Mit dieser Arbeit konnten Daten erarbeitet werden, die für Tierversuche von der Anzahl her unmöglich sind. Die Ergebnisse des Seibersdorf- Modells führten unter Anderem zur Erkenntnis, dass die kritische Fleckgröße für kürzere Pulsdauern immer kleiner wird; dies ist eigentlich leicht nachvollziehbar, da für kürzere Pulse der Fleckdurchmesser nicht besonders groß sein muss, damit radiale Wärmeleitung während des Pulses keine Rolle mehr spielt (d.h. damit die radiale Wärmeleitung das Zentrum des Fleckes während der Pulsdauer nicht beeinflusst). Man erkennt diesen Trend auch schon bei 100 ms wie in Abb. 2. gezeigt; hier erreicht das Zentrum des Flecks die „Großfleck-Temperatur“ schon bei einer Fleckgröße von ca. 1 mm, was ca. 60 mrad entspricht, und nicht 100 mrad. Im Extremfall, bei entsprechend kurzen Pulsen, ergibt sich auch bei kleinen Fleckgrößen keine Wärmeleitung mehr, und der Schädigungsschwellwert gegeben als retinale Bestrahlung ist generell von der Fleckgröße unabhängig. Dieses Phänomen hat man aufgrund von physikalischen Prinzipien erwartet, und die Daten von Zuclich et al. [13] (Abb. 4) haben dies auch bestätigt, zumindest für Fleckgrößen über ca. 80 μm (die Fleckgrößenabhängigkeit für kleinere Durchmesser als 80 μm ist nicht vollkommen verstanden (siehe auch Kommentare in [9,12]), wurde aber entsprechend durch eine Wahl von $\alpha_{\max} = 5$ mrad für sehr kurze Pulse berücksichtigt).

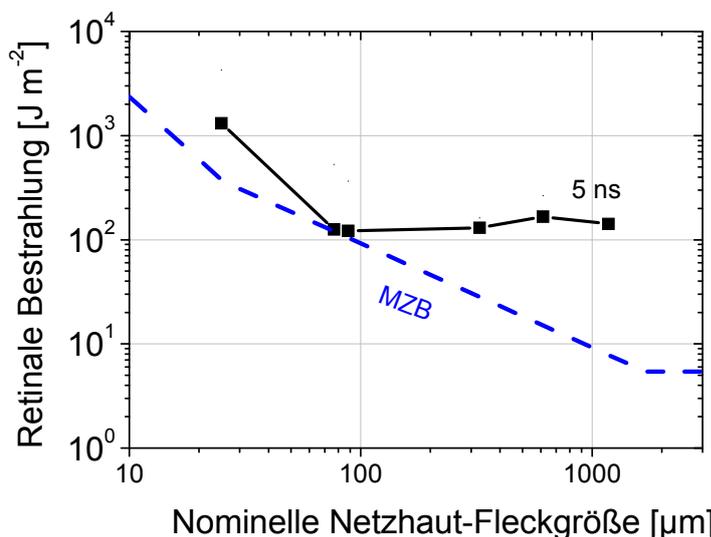


Abb. 4. Schädigungsschwellwerte (ED50) als Funktion der Netzhautfleckgröße. Die Daten sind für Bestrahlung der Makula, 24 h Endpoint. Die MZB Werte und die Schädigungsschwellwerte sind nicht für Augentransmission korrigiert.

Die Ergebnisse des Seibersdorf-Modells, ergänzt durch ex-plant Schwellwerte von Rinderaugen, ergab nun die für ein vollständiges Verständnis der Fleckgrößenabhängigkeit von thermischer Netzhautschädigung notwendige Datensammlung [12], nämlich die

Schwellwerte als Funktion der Fleckgröße für verschiedene Pulsdauern (Abb. 5). Es zeigte sich, dass nur für relativ lange Pulsdauern der kritische Durchmesser wirklich 100 mrad ist; je kürzer die Pulsdauer, desto kleiner wird der kritische Durchmesser (als Knickstelle in den Kurven zu sehen), was der Hintergrund des Parameters α_{\max} ist.

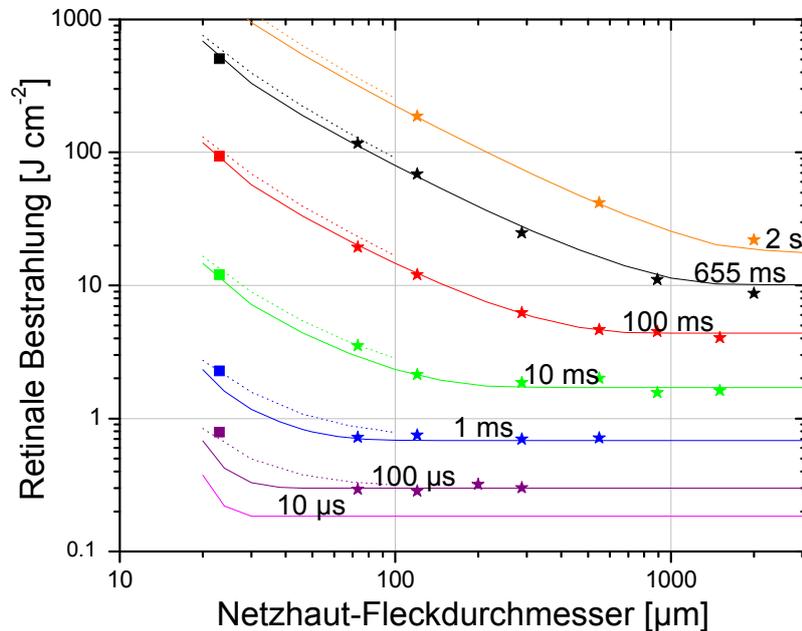


Abb 5. Schädigungsschwellwerte der Seibersdorfer Studie; Symbole zeigen Werte für ex-vivo Rinder-Netzhäute; Linien die Ergebnisse des Computermodells (Punktlinie für Gauß'sches Profil, volle Linie für Top-Hat Profil).

Die Abhängigkeit der Knickstelle von der Pulsdauer t geht mit der Wurzel aus t , was auch konsistent ist mit der Wärmeleitungstheorie, wo die thermische Diffusionslänge L proportional zur Wurzel der thermischen Diffusivität (in Einheiten m^2/s) D ist multipliziert mit t :

$$L \sim 2 (D t)^{1/2}$$

Nimmt man für die thermische Diffusivität jene von Wasser, ergibt sich sogar absolut gesehen der experimentell beobachtete Wert für den kritischen Durchmesser.

Auf Basis dieser Daten war es möglich, die für verschiedene Pulsdauern unterschiedliche Fleckgrößenabhängigkeit der Schädigungsschwellwerten genauer in den Grenzwerten abzubilden, in dem der Parameter α_{\max} pulsdauerabhängig definiert wurde: es wurde der bisherige Wert von 100 mrad für 0,25 s und längere Bestrahlungsdauern beibehalten; die Zeitabhängigkeit war durch die Wurzel aus t vorgegeben, und als kleinster Wert für kurze Pulse wurde 5 mrad gewählt, d.h. α_{\max} wurde nicht auf 1,5 mrad reduziert, was der experimentell beobachteten Spotgrößenabhängigkeit besser entspricht (d.h. für kurze Pulse gibt es zwischen 1.5 mrad und 5 mrad immer noch eine α -Abhängigkeit). Mit den somit festgelegten Abhängigkeiten und Extremwerten ergibt sich für die Pulsdauer, bei der α_{\max} gleich 5 mrad beträgt, 625 μs (Abb. 6). D.h. der zeitabhängige Parameter α_{\max} stellt sich wie folgt dar:

$$\alpha_{\max} = \begin{array}{ll} 5 \text{ mrad} & \text{für } t < 625 \mu\text{s} \\ 200 t^{0,5} \text{ mrad} & \text{für } 625 \mu\text{s} \leq t \leq 0,25 \text{ s} \\ 100 \text{ mrad} & \text{für } t > 0,25 \text{ s} \end{array}$$

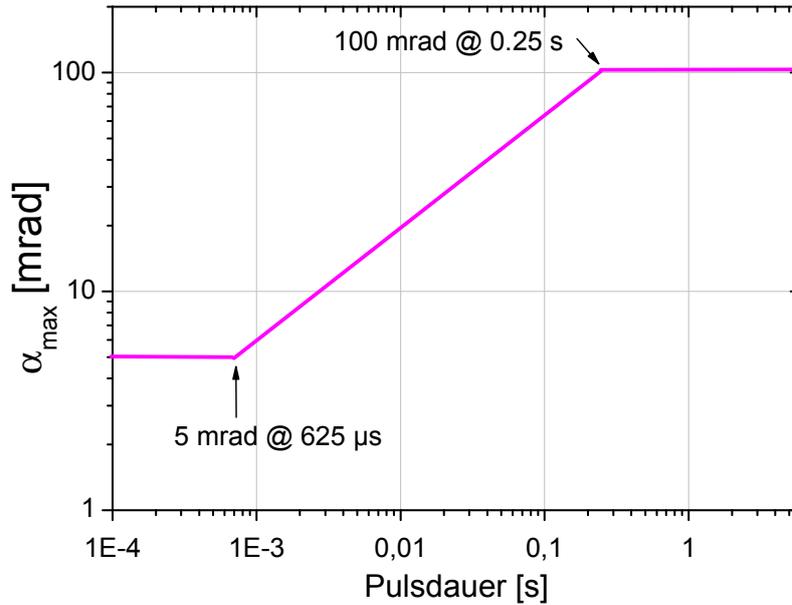


Abb. 6. Der pulsdauerabhängige Parameter α_{max}

Die praktische Auswirkung der Pulsdauerabhängigkeit von α_{max} ist die effektive Erhöhung der zulässigen Bestrahlung des Auges (mit offenem Empfangswinkel gemessen), also auch der Erhöhung der Emission von Produkten bei Einhaltung einer gewissen Klasse, z.B. Klasse 1 oder Klasse 3R.. Für ausgedehnte Quellen und kurze Pulse ist der Reduktionsfaktor (oder „Sicherheitsfaktor“) derzeit entsprechend groß, wie in Abb. 6 zu sehen ist, wo die derzeitigen MZB-Werte mit einem konstanten Wert von 100 mrad für α_{max} eingezeichnet sind.

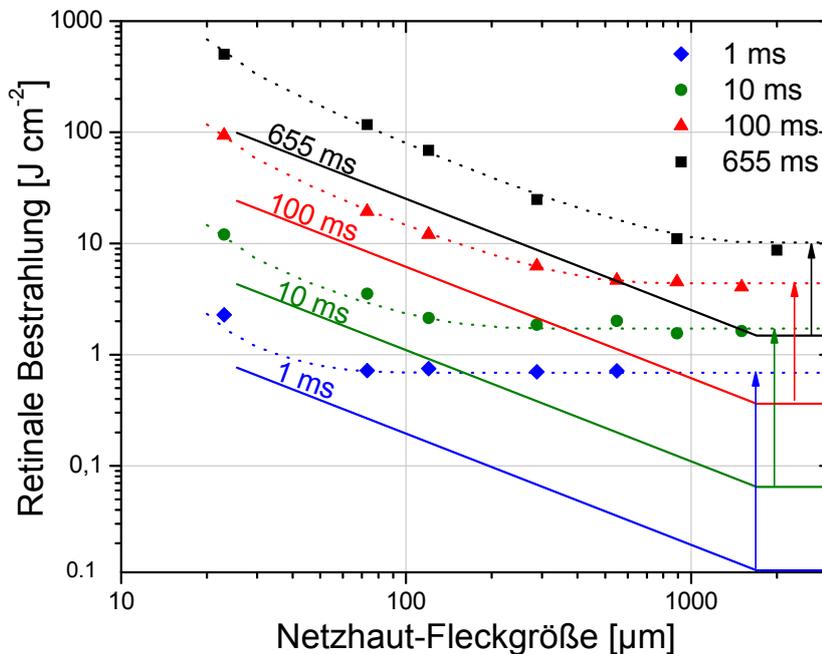


Abb. 6. Schädigungsschwellwerte des Seibersdorf-Modells verglichen mit den derzeitigen MZB-Werten. Je kürzer der Puls und je größer die Quelle, desto größer wird der Sicherheitsfaktor (eigentlich: Reduktionsfaktor).

Trägt man die zulässige Bestrahlungsstärke als Funktion der Pulsdauer auf, ergeben sich je nach Fleckgröße (Quellgröße) verschiedene Bereiche, wo die Basis-Pulsdauerabhängigkeit des Grenzwertes (als Bestrahlung gegeben) von $t^{0,75}$, durch die Pulsdauerabhängigkeit von α_{\max} moduliert wird. Es ergeben sich dadurch für Fleckgrößen über 5 mrad und Pulsdauern über 625 μs entsprechende schwächere Zeitabhängigkeiten ($t^{0,25}$), die aber in keiner Tabelle oder Formel für den Grenzwerte direkt aufscheinen. Diese schwächere Zeitabhängigkeit gilt bis zu einer kritischen Pulsdauer, die man t_x nennen könnte (von Seiten ICNIRP ist hier kein eigenes Symbol vorgesehen) und sich durch Auflösen der obigen Formel für α_{\max} für t ergibt:

$$t_x = (\alpha/200)^2 \quad \text{wobei } \alpha \text{ in mrad eingesetzt wird}$$

Für die Breitband-Grenzwerte, die in Strahldichte oder Strahldichtedosis gegeben sind, kann man den Grenzwert als Funktion der Pulsdauer für Quellgrößen von $\alpha \geq \alpha_{\max}$ auftragen (Abb. 7), wobei die Darstellung als Strahldichte (Spitzenstrahldichte während des Pulses) gewählt wurde.

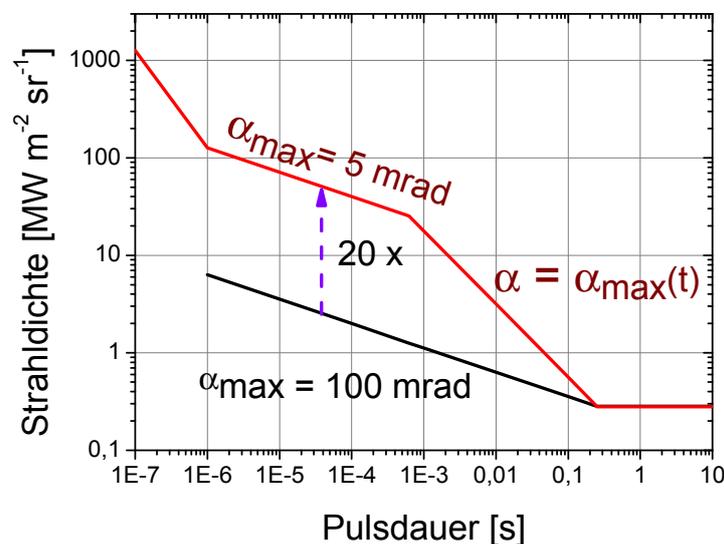


Abb. 7. Die Pulsdauerabhängigkeit des Parameters α_{\max} ergibt auch eine geänderte Pulsdauerabhängigkeit der Grenzwerte für ausgedehnte Quellen.

Trägt man nun die Grenzwerte als Hornhaut-Bestrahlungsstärke, wie bei den Lasergrenzwerten definiert, auf, ergibt sich je nach Pulsdauer und Fleckgröße die in Abb. 8 gezeigte Abhängigkeit, wobei die gezeigte α^2 Abhängigkeit für den Grenzwert wieder nur gilt, wenn mit einem offenen Empfangswinkel gemessen wird und der Empfangswinkel nicht auf α_{\max} beschränkt ist, d.h. die Gesamtbestrahlungsstärke, die auf die Hornhaut auftrifft, mit dem Grenzwert verglichen wird.

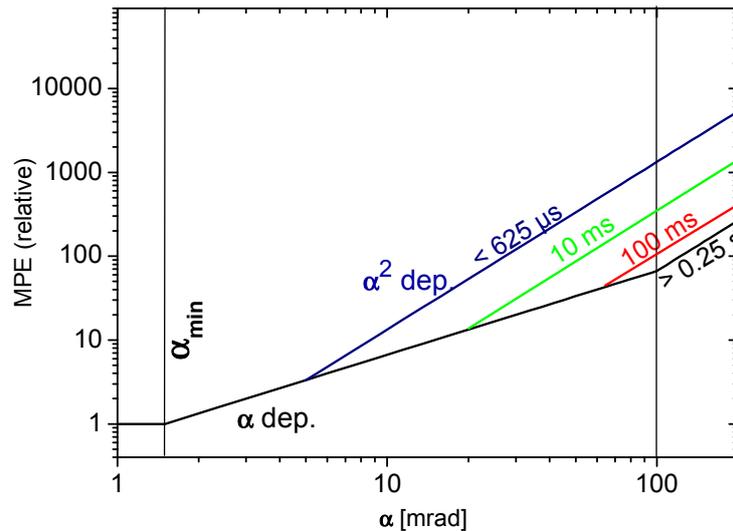


Abb. 8. Abhängigkeit des Grenzwertes, wenn Bestrahlungsstärke auf der Hornhaut mit offenem Empfangswinkel bestimmt wird (α^2 Abhängigkeit für $\alpha > \alpha_{max}$).

Für Fleckgrößen von 100 mrad und darüber ergibt sich für Pulsdauern zwischen 18 μ s und 625 μ s aufgrund des pulsdauerabhängigen Wertes von α_{max} eine effektive Erhöhung der Grenzwerte (bzw. der zulässigen Gesamtbestrahlungsstärke auf der Hornhaut) von einem Faktor 20. Wie man in Abb. 6 sieht, waren die bisherigen Reduktionsfaktoren für die Expositionsparameter entsprechend groß, sodass folgend der Änderung noch ein ausreichender Reduktionsfaktor vorliegt, die Grenzwerte aber besser der Fleckgrößenabhängigkeit der Schädigungsschwellwerte folgen.

Teil II – Laserstrahlung

6. Wellenlängenabhängigkeit C_C (C_7)

Die Wellenlängenabhängigkeit der thermischen Netzhautgrenzwerte für Laserstrahlung wird durch die Korrekturfaktoren C_A (in IEC 60825-1: C_4) und C_C (in IEC 60825-1: C_7) ausgedrückt. Die biophysikalische Basis für C_A ist die Absorptionstiefe in der Netzhaut (bestimmt durch die Wellenlängenabhängigkeit der Absorption von Melanin), jene von C_C ist die Absorption in den pre-retinalen Augenmedien, gegeben hauptsächlich durch das Wasser.

Diese Faktoren sind wie viele Aspekte der Grenzwertabhängigkeiten im Vergleich zu den entsprechenden Abhängigkeiten der Schädigungsschwellwerte Vereinfachungen, d.h. die Grenzwerte folgen den Trends der Schädigungsschwellwerte nicht genau, wodurch der Reduktionsfaktor entsprechend variiert. Der Korrekturfaktor C_C wurde bisher im Wellenlängenbereich von 1200 nm bis 1400 nm vereinfacht auf einen Wert von 8 gesetzt, es war aber aufgrund der Wasserabsorptionsdaten bekannt, dass dies ein unnötig niedriger Wert ist. Folgend von Entwicklungen für Hochleistungs-Laserwaffen mit Wellenlängen im Bereich von 1300 nm in den USA ergab sich das Interesse, die Grenzwerte für diesen Wellenlängenbereich besser den Schwellwerten anzupassen, um die Gefahrenbereiche (NOHD) entsprechend zu verkleinern. Die in einer Studienserie erarbeiteten Schädigungsschwellwerte für verschiedene Wellenlängen und Pulsdauern ergaben die Basis für die Erhöhung der Grenzwerte durch eine bessere Anpassung der Funktion von C_C an die Schädigungsschwellwerte. Die Schwellwerte sind von Zuclich et al. in [14] zusammengefasst

und dort auch in Hinblick auf eine Grenzwertanpassung diskutiert. Die im derzeitigen ICNIRP draft vorgeschlagene Änderung für C_C ist:

$$C_C = \begin{cases} 1,0 & \text{for } 700 \text{ nm} \leq \lambda < 1150 \text{ nm} \\ 10^{0,018(\lambda-1150)} & \text{for } 1150 \text{ nm} \leq \lambda < 1200 \text{ nm} \\ 8 + 10^{0,04(\lambda-1250)} & \text{for } 1200 \text{ nm} \leq \lambda \leq 1400 \text{ nm} \end{cases}$$

Im Rahme der vorgeschlagenen Änderung wurde zum bestehenden Faktor 8 für den Wellenlängenbereich von 1200 nm bis 1400 nm ein sich exponentiell ändernder Faktor addiert.

Die neue Wellenlängenabhängigkeit des kombinierten Multiplikationsfaktors ist in Abb. 9 gezeigt, gemeinsam mit der inversen des Absorptionsgrades der Netzhautabsorption A und der Transmission T der pre-retinalen Augenmedien (d.h. diese Kurve $1/TA$ entspricht nicht dem Niveau der Schädigungsschwellwerte).

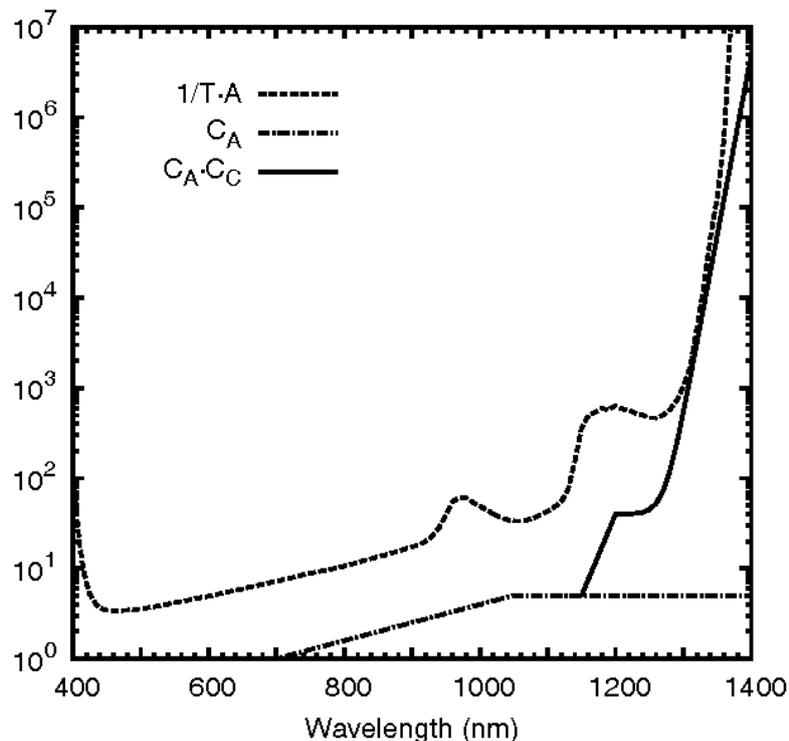


Abb. 9. Verbesserte Anpassung des Korrekturfaktors C_C an die Wellenlängenabhängigkeit der Schädigungsschwellwert im Bereich wo das Wasser im pre-retinalen Gewebe stark zu absorbieren beginnt.

Je nach Wellenlänge ergibt sich eine entsprechende Erhöhung im Vergleich vom derzeitigen Grenzwert von teilweise über 1000. Es ist zu berücksichtigen, dass aufgrund der damit relativ hohen zulässigen Bestrahlungsstärke die Netzhaut zusätzlich ein Grenzwert für die vorderen Augenmedien notwendig wurde; d.h. es kann Bestrahlungssituationen geben, besonders für ausgedehnte Quellen, wo im Wellenlängenbereich zwischen 1200 nm und 1400 nm die Schädigungsschwelle für die vorderen Augenmedien (Hornhaut, Linse, Iris) niedriger liegt als für die Netzhaut. Dies ist durch einen zweiten Grenzwert berücksichtigt (d.h. es handelt sich um sogenannte duale Grenzwerte), der vorsieht, dass die Bestrahlung des Auges nicht über 2 mal dem Expositionsgrenzwert der Haut liegen soll.

7. Zeitabhängigkeit – Basisgrenzwert

Durch die neuen Schwellwertdaten von Zuclich et al. [13] für grüne Wellenlängen mit 5 ns Pulsdauer und einem Endpunkt von 24 h (der niedrigere Schwellwerte ergibt als der in den 1980er Jahren verwendete Endpunkt von 1 h) zeigte sich bereits vor über 10 Jahren, dass der derzeitige Grenzwert für spezielle Parameterkombinationen (Einzelpuls, ca. 80 μm Netzhautspotgröße, grüne Wellenlängen, Makulabestrahlung, 24 Stunden Endpunkt) zu niedrig sind, d.h. für diesen speziellen Fall sind die experimentell festgestellten Schwellwerte gleich wie der Grenzwert, wie in Abb. 4 zu sehen ist. Es war klar, dass es notwendig war, die Grenzwerte zu erniedrigen, es fehlte jedoch zu diesem Zeitpunkt noch das Verständnis für die Hintergründe der Abhängigkeiten der Schwellwerte von Spotgröße und Pulsdauer. Zwei Studien mit ex-vivo Netzhautpräparaten [15, 16] zeigten, dass im Pulsdauerbereich von grob 10 μs ein Übergang des Schädigungsmechanismus erfolgt, der bei den derzeitigen Grenzwerten nicht berücksichtigt ist. Für Pulsdauern im Nanosekundenbereich ist der Schädigungsmechanismus (bei Schwellwert-Niveaus, d.h. keine Super-Schwellwert-Exposition) keine thermische Denaturierung wie für längere Pulsdauern, sondern die Schädigung wird durch Mikro-Dampfblasen, die um die Melanosome entstehen, verursacht. Die Melanosome im retinalen Pigmentepithel (RPE) erreichen bei kurzen Pulsen so hohe Temperaturen, dass das Wasser um die Melanosome verdampft und Dampfblasen bildet. Diese Blasen bilden sich bei Bestrahlungsstärken, die unter jenen liegen, bei der das RPE thermisch geschädigt wird, also Erhitzung ohne Entstehung von Dampfblasen. Bei Pulsdauern von grob 5 - 10 μs dreht sich das Verhalten um, hier sind dann die Schwellwerte für thermische Schädigung niedriger als jene für die Erzeugung von Dampfblasen. Die Pulsdauerabhängigkeit der derzeit gültigen Grenzwerte, wo für Pulsdauern unter 18 μs die Grenzwerte als konstante Bestrahlung gegeben sind, folgten dem Trend der thermischen Schädigung wie man sie für ein homogenes Medium erwarten würde, wofür auch das thermische „confinement“ gilt (erreichte Temperatur am Ende des Pulses unabhängig von der Pulsdauer, wenn Pulsdauer kürzer als thermisches „confinement“). Das thermische confinement unter 18 μs gilt aber nur für homogene Medien, für lokal stark absorbierende Teilchen ist die am Ende des Pulses erreichte Temperatur für kurze Pulse (z.B. 1-10 ns) höher als für längere Pulse (z.B. 1-10 μs). Durch Mikrokavitation ergeben sich im Nanosekundenbereich niedrigere Schwellwerte, und neuere Studien wie jene von Zuclich et al. [13], bei denen der 24 Stunden Endpunkt verwendet wurde (Feststellung ob Schaden 24 Stunden nach Bestrahlung), haben dies für 5 ns Pulsdauer gezeigt. Es fehlten jedoch tierexperimentelle Untersuchungen für Pulsdauern zwischen 5 ns und dem μs -Regime. Diese wurden in den letzten 5 Jahren durchgeführt und die Daten sind in Abb. 9 gezeigt (siehe Review von Lund 2011 [17]). Der Vorschlag für die Revision der Grenzwerte sieht vor, dass der Knickpunkt der Zeitabhängigkeit im Wellenlängenbereich von 400 nm bis 1150 nm, der zur Zeit bei 18 μs liegt, auf 5 μs erniedrigt wird (Abb. 10); für Pulsdauern über 1150 nm liegt der neue Knickpunkt (in IEC 60825-1 das Symbol T_i) bei 13 μs . Für Pulsdauern unter 5 μs stellt sich dann wieder ein Plateau von konstanter Bestrahlungsstärke ein, welches um einen Faktor 2,6 niedriger ist das derzeitige Plateau. Die Grenzwerte für Pulsdauern über 18 μs (zumindest was den Grenzwert für Einzelpulse und kleine Quellen betrifft) wird nicht verändert.

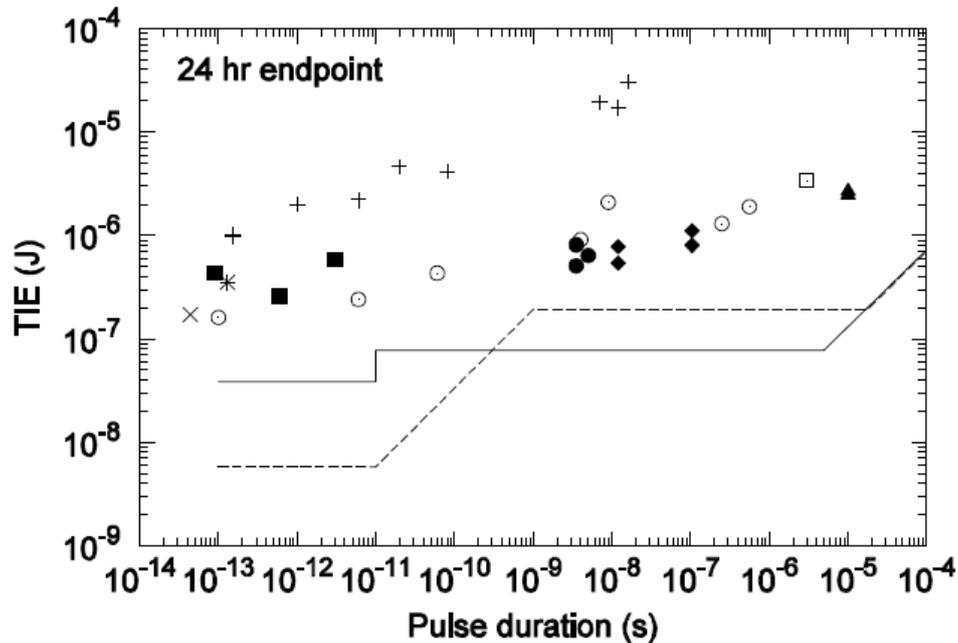


Abb 10. Schädigungsschwellwerte im Nanosekundenbereich; minimale Spotgröße, alle Daten für Wellenlängen zwischen 530 und 590 nm bis auf (x) und (*) für 810 nm bzw 800 nm und (+) für 1064 nm. Die gestrichelte Linie repräsentiert die derzeitigen MZB Werte, die durchgezogene Linie den aktuellen ICNIRP Vorschlag für die Revision der Grenzwerte. Adaptiert von [17]

Für den Ultrakurzpulsbereich ergeben sich weitere Phänomene, wie „self-focusing“ und dielektrischer Zusammenbruch, die im Vergleich zum Nanosekundenbereich zu einer Erniedrigung des Schädigungsschwellwertes führen und damit eine Reduktion des Grenzwertes notwendig machen. Statt wie bisher einer Rampe als Funktion der Pulsdauer, wird in der Revision vorgeschlagen, den Grenzwert bei 10 ps um den Faktor 2 relativ zum Nanosekundenplateau zu reduzieren. Diese abrupte Änderung in Form einer Stufenfunktion hat den Vorteil, dass es damit nicht notwendig ist, die Pulsdauer genau zu messen, was in diesem Pulsdauerbereich schwierig ist. Biophysikalisch gesehen liegt bei 10 ps keine sprunghafte Änderung des Schädigungsmechanismus vor, jedoch ist dies grob der Pulsdauerbereich, wo es zu self-focusing Effekten kommt [18]. Ein Vergleich mit Schädigungsschwellwerten im Ultrakurzpulsbereich (Abb. 10) zeigt, dass es möglich ist, dieses Grenzwert-Niveau bis 10^{-14} s beizubehalten, was effektiv einer Erhöhung der Grenzwerte im Femtosekundenbereich gleich kommt. Da die Schädigungsmechanismen im Femtosekundenbereich jedoch zu einem gewissen Grad von der RPE Absorption abgekoppelt sind, wird der Korrekturfaktor C_A im Femtosekundenbereich zur Erhöhung der Grenzwerte im Infrarotwellenlängenbereich nicht angewendet.

Den kombinierten Effekt der Reduktion des Basisgrenzwertes im Nanosekundenbereich mit der Erhöhung der Grenzwerte durch die Pulsdauerabhängigkeit von α_{\max} sieht man in Abb. 11. Durch die Reduktion des Basisgrenzwertes um einen Faktor 2,6 ergibt sich wieder der gewünschte Mindestreduktionsfaktor von ungefähr 10 für minimale Fleckgrößen. Für ausgedehnte Quellen ab ca. 5 mrad ist der Reduktionsfaktor ca. 3, was auch wieder dem gewünschten minimalen Reduktionsfaktor entspricht. Durch die effektive α^2 Abhängigkeit des Grenzwertes für $\alpha > 5$ mrad bleibt dieser Reduktionsfaktor im Gegensatz zu den derzeitigen Grenzwerten bestehen. Es sei angemerkt, dass es einen Reduktionsfaktor von ca. 3 derzeit auch schon für ausgedehnte Quellen im Pulsdauerbereich von 100 ms gibt [19] und

einen Faktor 10 für kleine Quellen. Im Vergleich zu den derzeitigen Grenzwerten ergibt sich also für kleine Quellen für Einzelpulse eine Reduzierung des Grenzwertes, für Quellgrößen über ca. 210 μm (12 mrad) eine effektive Erhöhung (siehe auch noch die Änderungen für multiple Pulse weiter unten).

Es ist auch auf den höheren Reduktionsfaktor für die Schwellwerte für 3 μs Pulsdauer (Abb. 11) hingewiesen. Weder bisher noch in Zukunft gibt es einen generell gültigen Reduktionsfaktor, was oft fälschlich angenommen wird. In der nächsten Fassung der Guidelines ist der minimale Reduktionsfaktor jedoch in konsistenterer Weise eingehalten als derzeit, es gibt jedoch aufgrund der Vereinfachung der Grenzwerte im Sinne der Pulsdauer-, Wellenlängen- und Spotgrößenabhängigkeit viele Parameterbereiche, wo der Reduktionsfaktor entsprechend größer ist (siehe z.B. 3 μs Pulse in Abb. 11).

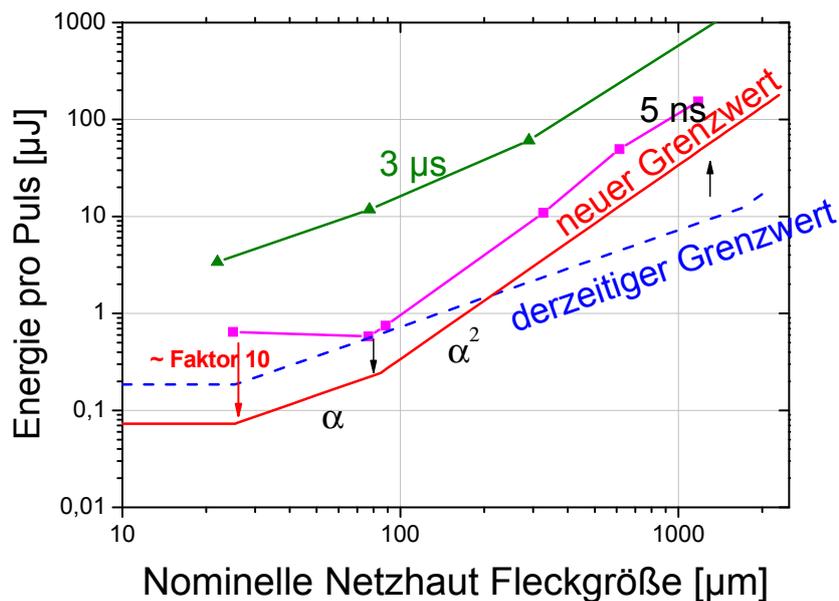


Abb. 11. Experimentelle Schädigungsschwellwerte aus [13] für Laserwellenlängen im grünen Spektralbereich, sowie derzeitige und neue Grenzwerte als Funktion der Fleckgröße auf der Netzhaut.

8. Multiple Pulse

Das Seibersdorf-Modell wurde auch zur Modellierung von Schwellwerten für multiple Pulse verwendet. Es wurden die Schwellwerte von Pulsfolgen mit variierender Pulsdauer, Anzahl der Pulse, Pausendauer (Wiederholrate) und Fleckgröße für Wellenlängen von 532 nm und 1064 nm berechnet. Die Ergebnisse wurden als mittlere Leistung sowie als Energie pro Puls dargestellt und zeigen, dass das Verhalten der Schwellwerte für hohe Repetitionsraten durch das mittlere Leistungskriterium in passender Weise wiedergegeben wird. Für kleine Quellen (minimale Fleckgröße) und geringe bis mittlere Repetitionsraten, wo die Gewebetemperatur bis zum Beginn des nächsten Pulses wieder auf die Ausgangstemperatur zurückkehrt, zeigt sich eine sehr geringe Additivität der Pulse, d.h. ein geringer Grad der Reduktion des Einzelpulsschwellwertes mit größer werdender Anzahl der Pulse. Als Beispiel sind in Abb. 12 die mit dem Seibersdorf-Modell berechneten Schwellwerte für eine Wellenlänge von 900 nm für kleine Quellen (minimale Fleckgröße) gezeigt. Die Schwellwerte sind bis zu Repetitionsraten von 100 Hz von der Repetitionsrate unabhängig.

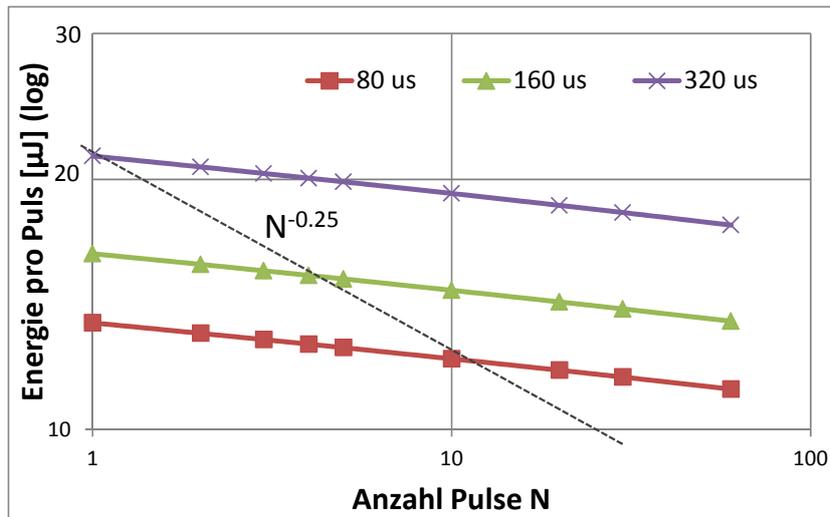


Abb. 12. Mit dem Seibersdorf-Modell berechnete Schädigungsschwellwerte für drei Pulsdauern; Wellenlänge 900 nm; Schwellwert bis zu 100 Hz Repetitionsrate von Repetitionsrate unabhängig. Gestrichelte Linie: derzeitige Reduktion der Grenzwerte als Funktion der Anzahl der Pulse.

Die Reduktion der Schwellwerte für Mehrfachpulse ist sehr gering: der Einzelpulsschwellwert für 320 µs Pulsdauer ist 21 µJ, jener für 10 Pulse gleich 19 µJ und jener für 60 Pulse 18 µJ. Man sieht auch durch den Vergleich der Trendkurve für $N^{-0,25}$ die für die Pulsdauer von 320 µs in Abb. 12 eingezeichnet wurde, dass der derzeitige Faktor C_p (C_5) die Grenzwerte überkritisch reduziert. Bei entsprechend langer Bestrahlungsdauer kann man ferner berücksichtigen, dass es bei einem minimalen Fleck von 25 µm Durchmesser durch Augenbewegungen zur Exposition von verschiedenen Netzhautpunkten kommen wird, wodurch die Kurve weiter abflacht. Aufgrund dieser Abhängigkeiten der Schwellwerte war es möglich, für Pulsdauern im thermischen Bereich, also über 5 µs für Wellenlängen bis 1150 nm, für kleine Quellen ($\alpha = \alpha_{\min}$) als multiple Pulse Regeln mit dem Einzelpuls und der mittleren Leistung (mittlere Bestrahlungsstärke) das Auslangen zu finden; d.h. eine Reduktion mit dem Faktor C_p (in IEC 60825-1: C_5) ist nicht notwendig. Für ausgedehnte Quellen ist die Reduktion der Schwellwerte nicht in allen Fällen durch das mittlere Leistungskriterium abgedeckt und es ist notwendig, den bestehenden Reduktionsfaktor C_p für Quellgrößen über 5 mrad beizubehalten. Jedoch war es möglich, die maximale Reduktion zu beschränken. Die entsprechenden Formeln sind:

For $\alpha \leq 5$ mrad:

$$C_p = 1,0$$

For $5 \text{ mrad} < \alpha \leq \alpha_{\max}$:

$$C_p = N^{-0,25} \text{ for } N \leq 40$$

$$C_p = 0,4 \text{ for } N > 40$$

For $\alpha > \alpha_{\max}$:

$$C_p = N^{-0,25} \text{ for } N \leq 625$$

$$C_p = 0,2 \text{ for } N > 625$$

Folgend den Kommentaren, die ICNIRP bei der „open consultation“ erhielt, ist geplant, den Wert von C_p für Quellen über 100 mrad auf 1,0 zu setzen. Dies ist möglich, weil für so große Quellen die Temperatur zwischen den Pulsen relativ schwach sinkt und für so große Quellen

das mittlere Leistungskriterium ausreichend ist, wie man auch mit dem Seibersdorf-Modell zeigen konnte.

Für Pulsdauern im Nanosekundenbereich wo der Schädigungsmechanismus keine thermische Denaturierung ist sondern Mikrodampfblasen entstehen, können die oben gezeigten Ergebnisse des Modells für thermische Schädigung nicht herangezogen werden. Experimentelle Schwellwertdaten von Tierversuchen zeigen, dass sich im Nanosekundenbereich auch für kleine Quellen eine gewisse Reduktion der Einzelpulsgrenzwerte für Mehrfachpulse ergibt. Sliney et al. haben argumentiert, dass die beobachtete Reduktion der Schwellwerte für Mehrfachpulse nur ein Effekt der statistischen Auswertung sei [22] und dies bereits im Rahmen der Erniedrigung des Einzelpulsgrenzwertes berücksichtigt ist, d.h. kein weiterer Reduktionsfaktor mehr notwendig ist. Die experimentell beobachteten Schwellwert-Trends passen jedoch nicht vollständig mit dem aufgrund der Theorie [23] erwarteten Trend zusammen und zeigen eine stärkere Reduktion, die recht gut durch $N^{-0,25}$ beschrieben werden kann (diese Daten sind auch die Basis für das derzeit definierte $N^{-0,25}$ Kriterium). Die ICNIRP Expertenkommission war der Meinung, dass eine gewisse Reduktion notwendig ist, z.B. dass ab 600 Pulse der Grenzwerte mit einem Faktor 2 reduziert wird, zumindest wenn eine angenommene Bestrahlungsdauer von über 0,25 s verwendet wird. Die genaue Formulierung kann sich noch bis zu den offiziellen Guidelines ändern.

9. Haut und Hornhaut

Auf Basis des neuen und vollständigeren Verständnisses von thermisch induzierter Schädigung war es auch möglich, zu zeigen, dass für die Haut und die Hornhaut (also Wellenlängenbereich über 1400 nm) [24] das Einzelpulskriterium und das mittlere Leistungskriterium (Bestrahlungsstärke-Kriterium) ausreichend sind, d.h. das C_p Kriterium nicht notwendig ist. Es sei hier auch erwähnt, dass die Grenzwerte für die Haut und die Hornhaut über 1400 nm die Fleckgrößenabhängigkeit, die auch hier besteht, aus Vereinfachungsgründen nicht im Grenzwert aufscheint; deshalb ist der Reduktionsfaktor für Einzelpulse für kleinere Fleckgrößen größer als bei größeren Fleckgrößen. Bei größeren Fleckgrößen ist jedoch wieder wegen der langen Abkühlzeiten zwischen den Pulsen (d.h. wenig Temperaturreduktion bis zum nächsten Puls) das mittlere Leistungskriterium ausreichend.

Teil III – Breitbandstrahlung

10. Wellenlängenabhängigkeit $R(\lambda)$

In der derzeitigen Fassung der ICNIRP Breitbandstrahlungsgrenzwerten weist die Bewertungsfunktion $R(\lambda)$ im blauen Spektralbereich einen „Überbewertungsfaktor“ von 10 auf. Eine Studie von Lund et al. [25] konnte zeigen, dass dieser Faktor, wie bereits vorher vermutet, nicht notwendig ist, und wahrscheinlich auf einen Ablesefehler des Radiometers bei der ursprünglichen Studie von Ham et al. [26] beruht. Die Bewertungsfunktion $R(\lambda)$ wurde auch von ICNIRP schon in einer früheren Veröffentlichung [27] korrigiert.

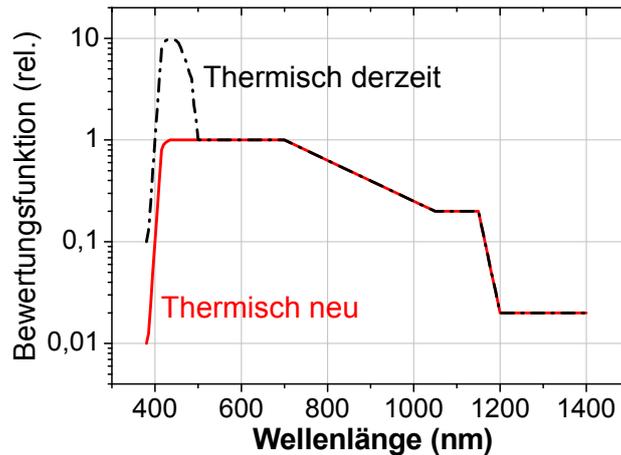


Abb. 13. Derzeitige und neue Bewertungsfunktion $R(\lambda)$.

Durch die Reduktion im blauen Wellenlängenbereich ergibt sich für blaue LEDs eine entsprechend starke Erhöhung der zulässigen Emission; für weiße Quellen ergibt sich je nach Farbtemperatur eine Erhöhung um den Faktor 2-3.

11. Zeitabhängigkeit

Durch die im ersten Teil besprochene neue Fleckgrößenabhängigkeit (zeitabhängiges χ) ergäbe sich ohne weitere Änderung des Basisgrenzwertes eine effektive Erhöhung des Grenzwertes für Quellen über 100 mrad und Pulsdauern unter 625 μ s von 20, auch für andere Quellgrößen und längeren Pulsdauern, sofern es sich um gepulste Quellen wie Blitzlampen handelt, um eine entsprechende Erhöhung. Ein Vergleich mit Schädigungsschwellwerten im grünen Spektralbereich (wo im Vergleich zu anderen Wellenlängen der niedrigste Schwellwert vorliegt) und für die restriktiven Endpunkte von Bestrahlung der Makula und 24 Stunden Beobachtungszeitpunkt zeigte, dass dann der Grenzwert zu nahe am Schädigungsschwellwert liegen würde (besonders im Pulsdauerbereich von ca. 1 ms, da die Pulsdauerabhängigkeit des Grenzwertes nicht genau jenen der Schwellwerte folgt [9,17]). Es war also gleichzeitig mit der Erhöhung des Grenzwertes aufgrund der Zeitabhängigkeit von $\alpha < \alpha_{\max}$ eine Erniedrigung des Basisgrenzwertes von derzeit

$$L_{\text{eff}} \leq 50 \cdot \alpha^{-1} \cdot t^{-0,25} \text{ kW m}^{-2} \text{ sr}^{-1} \quad (\alpha \text{ in rad, } t \text{ in sec})$$

um den Faktor 2,5 auf in Zukunft

$$L_{\text{eff}} \leq 20 \cdot \alpha^{-1} \cdot t^{-0,25} \text{ kW m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$$

für den Pulsdauerbereich von 1 μ s bis 0,25 s notwendig.

Für Pulsdauern unter 1 μ s ergibt sich eine konstante Strahldichtedosis als Grenzwert (also niedriger als der Lasergrenzwert, der sein Plateau bereits bei 5 μ s beginnt), für Bestrahlungsdauern über 0,25 s war es aufgrund der zeitlichen Abhängigkeit des Schädigungsschwellwertes (weniger starke Reduktion mit längeren Pulsdauern, siehe z.B. [26]) sowie aufgrund von Pupillenkontraktion argumentierbar, dass der Grenzwert ab 0,25 s konstant bleibt. Der Wert bei 0,25 s entspricht dabei dem derzeitigen Grenzwert für 10 s Bestrahlungsdauer, für 10 s Bestrahlungsdauer (wo auch $\alpha_{\max} = 100$ mrad ist), ergibt sich daher bis auf die Änderung des $R(\lambda)$ keine Änderung für optische Breitbandstrahler. Die

relativen Änderungen sind in Abb. 14 dargestellt, diese beziehen sich jedoch direkt nur auf Quellen kleiner als α_{\max} . Für größere gepulste Quellen, was z.B. bei Blitzlampen aus entsprechenden Entfernungen von z.B. 20 cm der Fall sein wird, ist der Effekt aller Änderungen gemeinsam eine Erhöhung der Grenzwerte.

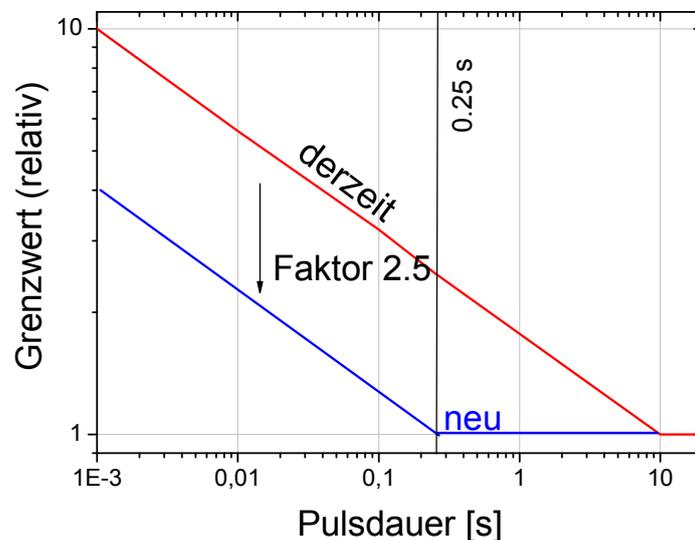


Abb. 14. Die Änderung der Pulsdauerabhängigkeit des Grenzwertes für thermische Netzhautschädigung für Breitbandstrahlung relativ zum derzeitigen Grenzwert. Zu beachten ist jedoch die Auswirkung der Zeitabhängigkeit von α_{\max} , wodurch sich für gepulste ausgedehnte Quellen der Grenzwert effektiv erhöht.

Eine Umrechnung des Strahldichtegrenzwertes in Hornhaut-Bestrahlungsstärke zeigt, dass der vorgeschlagene Breitbandgrenzwert nun auch gut mit dem Lasergrenzwert für thermische Netzhautschädigung harmonisiert ist; der Breitbandgrenzwert ist um einen Faktor 1,3 höher als der Lasergrenzwert im Bereich von 5 μ s bis 0,25 s Pulsdauer (derzeit ca. Faktor 3).

Um die Breitbandgrenzwerte und die Lasergrenzwerte weitestgehend zu harmonisieren, wurde der Wert von α_{\min} bei den Breitbandgrenzwerten von 1,7 mrad auf 1,5 mrad erniedrigt. Dies ergibt bei kleinen Quellen, die aber bei Breitbandstrahlern nur in „ungefährlichen Abständen“ vorkommen, eine minimale Erhöhung der zulässigen Emission.

Bezüglich der Messparameter ist zu beachten, dass für die Messung der Strahldichte von gepulster Strahlung ein Mittelungswinkel von 5 mrad verwendet werden darf, in diesem Fall darf jedoch der Wert von α in der Grenzwertformel nicht auf Werte unter 5 mrad reduziert werden. Für kontinuierliche Strahlung darf der Mittelungswinkel 11 mrad betragen, auch hier mit der entsprechenden Einschränkung von α in der Grenzwertformel. In Symbolen kann angegeben werden, dass α_{\min} nicht kleiner als der verwendete Mittelungswinkel γ_{th} sein darf. Wenn man nur mit einem Winkel von 1,5 mrad mitteln würde, bzw. die wirkliche Strahldichte verwendet, kann auch α_{\min} in der Grenzwertformel auf 1,5 mrad reduziert werden, falls es sich wirklich um eine kleine Quelle (Punktquelle) handelt.

12. Quellen mit geringem visuellem Reiz

Für Quellen mit einem geringen Anteil an sichtbarer Strahlung, also Quellen mit geringem visuellem Reiz, kann nicht mit einer Reduktion des Pupillendurchmessers argumentiert

werden und der Grenzwert kann nicht ab 0,25 s Bestahlungsdauer konstant gehalten werden. Der mit dem Grenzwert für „normale“ sichtbare Quellen konsistente Grenzwert für Quellen mit geringem visuellem Reiz verlängert einfach die Zeitabhängigkeit über 0,25 s hinaus, bis der derzeitige Wert von $6000 \text{ W m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$ bei ca. 100 s erreicht ist. Für längere Bestahlungsdauern wird der Grenzwert konstant mit $6000 \text{ W m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$ festgelegt, bei 100 s ergibt sich dadurch eine Unstetigkeit von 5 %.

13. Multiple Pulse

Aufgrund der Verringerung des unnötig hohen Reduktionsfaktors für gepulste ausgedehnte Quellen ist es auch notwendig, für Breitbandstrahler zusätzlich zum Einzelpulskriterium und zum mittleren Strahldichtekriterium einen Reduktionsfaktor C_P einzuführen, was in identer Weise wie dem Faktor C_P für Laserstrahlung für Pulsdauern über T_i geschieht. Da die meisten Technologien, inkl. LEDs jedoch auch in 20 cm Abstand derzeit den Grenzwert für thermische Netzhautschädigung nicht erreichen können, kann eine Sicherheitsanalyse entsprechend vereinfacht werden, in dem man den maximalen Reduktionswert von 0,4 (also Reduktionsfaktor 2,5) für $\alpha < \alpha_{\max}$ bzw. 0,2 (also Reduktionsfaktor 5) für $\alpha > \alpha_{\max}$ annimmt.

14. Sonstige Änderungen

14.1 Mittelungswinkel Netzhaut photochemisch

Die in den ICNIRP Laser Guidelines bereits verwendete Zeitabhängigkeit für den Mittelungsempfangswinkel für die Messung der Strahldichte zum Vergleich mit dem Grenzwert für photochemische Netzhautschädigung (110 mrad für 10 000 s) wird nun auch für Breitbandstrahlung definiert. In der derzeitigen Ausgabe der ICNIRP Guidelines war nur der Mittelungswinkel von 11 mrad für Bestahlungsdauern bis zu 100 s dezidiert angeführt, für längere Bestahlungsdauern ist die Angabe in den Broadband Guidelines nur relativ vage, mit einem Wert von z.B. „mindestens 200 mrad“ für längere Bestahlungsdauern. Da der entsprechende Wert in den Broadband Guidelines von 1997 nicht konkret für Bestahlungsdauern über 100 s entwickelt war, wurde auch der Grenzwert für kleine Quellen mit 11 mrad hergeleitet. In der internationalen Lampensicherheitsnorm IEC 62471 aus 2006 wurde die entsprechende Zeitabhängigkeit, die nun auch in den ICNIRP Broadband Guidelines verwendet wird, vorweggenommen, dort ist auch der Grenzwert für kleine Quellen mit 1 W m^{-2} für Zeiten über 100 s entsprechend höher als in den derzeitigen ICNIRP Guidelines. Mit dieser Festlegung, die jedoch auch schon im offiziellen EU Guide für die Umsetzung der Richtlinie für künstliche optische Strahlung verwendet wird (folgend dem Prinzip, dass die Messung nach dem Stand der Technik durchgeführt wird) [27], sollten nun alle Dokumente, d.h. ICNIRP, IEC 62471 und EU Richtlinie in der jeweils nächsten Fassung 100 % harmonisiert sein, so wie auch die Lasergrenzwerte für photochemische Netzhautgefährdung dann ident sind mit den Breitband-Grenzwerten für kleine Quellen [28] (es besteht nur ein kleiner Unterschied in der spektralen Bewertung, siehe z.B. Henderson & Schulmeister [5]). Ein Dokument, welches nach der Meinung des Autors nicht dem Stand der Technik entspricht, ist die Norm EN 14255-2 (Messung und Beurteilung von personenbezogenen Expositionen gegenüber inkohärenter optischer Strahlung – Teil 2; 2005), bei der gefordert wird, dass die Strahldichte nicht gemittelt werden darf zum Vergleich mit photochemischen Netzhautgrenzwerten. Dies widerspricht eindeutig der Darstellung in den bestehenden ICNIRP Broadband guidelines, und in der Zwischenzeit auch dem offiziellen Guide zur EU Richtlinie.

14.2 Bewertungsfunktion für Infrarot-Grenzwert vordere Augenmedien

Der Grenzwert zum Schutz der vorderen Augenmedien im Infrarotbereich wurde historisch gesehen hauptsächlich in Hinblick auf thermische Strahler festgelegt. Für gepulste Exposition soll dieser Grenzwert vor kurzzeitiger thermischer Schädigung der Hornhaut schützen, für chronische Exposition (lange Bestrahlungsdauer) soll der Grenzwert von 100 W m^{-2} für $\geq 1000 \text{ s}$ Bestrahlungsdauer vor grauem Star („Glasbläserstar“) schützen.

Die spektrale Verteilung ist bei thermischen Strahlern jener eines schwarzen Strahlers ähnlich, und die Bestrahlungsstärke ändert sich mit der 4-ten Potenz der Temperatur des Strahlers. Ein Temperaturstrahler, der nur im nahen Infrarot emittiert, also z.B. nur im Bereich zwischen 780 nm und 1000 nm, ohne nennenswerte Anteile bei längeren Wellenlängenbereichen, ist relativ selten, da er einerseits eine relativ hohe Temperatur aufweisen muss, und dann aber wieder das restliche Spektrum ausgefiltert werden muss (am ehesten noch denkbar als Glühlampe bei der sichtbare Anteil gefiltert wurde). Mit der Verbreitung von Infrarot-LEDs sind Strahler, die drastisch von der spektralen Verteilung von thermischen Strahlern abweichen, jedoch sehr häufig.

Im derzeitigen ICNIRP draft wurde eine neue einfache Bewertungskurve für den IR-Grenzwert vorgeschlagen, der die spektrale Bestrahlungsstärke im Bereich zwischen 780 nm und 1000 nm um mit dem Faktor 0,3 bewertet, also effektiv gesehen die zulässige Exposition als Bestrahlungsstärke in diesem Wellenlängenbereich um den Faktor 3,3 erhöht.

Die Begründung dafür ist, dass Wellenlängen im Bereich zwischen 780 nm und 1000 nm von den vorderen Augenmedien mit Ausnahme der Iris sehr wenig absorbiert werden; die Wasserabsorption beginnt erst bei längeren Wellenlängen. Dies bedeutet, dass die Strahlung einer IR-LED weder in der Hornhaut, noch in der Linse oder der umgebenden Flüssigkeit nennenswert absorbiert wird und es daher auch zu praktisch keiner Erwärmung kommt. Einzig die Iris absorbiert die Strahlung und kann über Wärmeleitung auch die Linse erwärmen. Der Effekt auf die Linse bei chronischer Exposition sollte jedoch durch den Blutfluss in der Iris, der zu einer Temperaturstabilisierung führt, entsprechend verringert sein. Eine direkte Schädigung der Iris durch gepulste Bestrahlung ist bei einem Faktor von ca. 3 über den Hautgrenzwerten nicht zu erwarten, da die Absorption des Melanin im nahen Infraroten deutlich geringer ist als im sichtbaren Wellenlängenbereich (für Bestrahlungsdauern unter 10 s ist der Hautgrenzwert fast gleich hoch wie der IR Grenzwert für die vorderen Augenmedien, die verringerte Absorption des Melanin ist im Gegensatz zu den Netzhaut-Grenzwerten ($R(\lambda)$) für die Hautgrenzwerte nicht berücksichtigt). Für Infrarot LEDs, die durch den derzeitigen Grenzwert von 100 W m^{-2} unnötig überrestriktiv betroffen sind und Anwendungen wie die Steuerung der Computermaus mit Augenbewegungen für gelähmte Personen eingeschränkt waren, sind nun entsprechend höhere Bestrahlungswerte zulässig.

15. Literaturverzeichnis

- [1] ICNIRP. Revision of Laser Radiation for Wavelengths between 400 nm and 1.4 mm. Health Physics 79: 131-186; 2000
- [2] ICNIRP. Guidelines on limits of exposure to broad-band incoherent optical radiation (0.38-3um). Health Phys. 73: 539-554; 1997

- [3] IEC 60825-1, 2nd ed. Safety of laser products, equipment classification and, requirements and user's guide. Geneva; 2007
- [4] IEC 62471 Photobiological safety of lamps and lamp systems (identical with CIE S009); 2006
- [5] Henderson R, Schulmeister K. Laser Safety. New York, London: Taylor & Francis Group; 2004
- [6] Verordnung zum Schutz der Beschäftigten vor Gefährdungen durch künstliche optische Strahlung (OStrV), BGBl. I S. 960, 19. Juli 2010, Internet: <http://bundesrecht.juris.de/bundesrecht/ostrv/gesamt.pdf>
- [7] Verordnung über den Schutz der Arbeitnehmer/innen vor der Einwirkung durch optische Strahlung (Verordnung optische Strahlung – VOPST), 8. Juli 2010, Internet: <http://www.arbeitsinspektion.gv.at/NR/rdonlyres/0FE4CEB1-6FFC-4BA4-9634-F97A7A51DFFF/0/VOPST.pdf>
- [8] Sliney DH, Mellerio J, Gabel VP, Schulmeister K. What is the Meaning of Thresholds in Laser Injury Experiments? Implications for Human Exposure Limits. Health Physics 82: 335-347; 2002
- [9] Schulmeister K, Stuck B, Lund DJ, Sliney D. Review of thresholds and recommendations for revised exposure limits for laser and optical radiation for thermally induced retinal injury. Health Phys 100: 210-220; 2011
- [10] Stuck, B.E. (1984). Ocular Susceptibility to laser radiations: Human vs Rhesus Monkey. In E.S. Beatrice and D.A. Penetar, (Eds.), Handbook of Laser Bioeffects Assessment, Volume 1. Bioeffects Data (Chapter 4: pp. 67-83), Letterman Army Institute of Research, Presidio of San Francisco, CA (AD-C03 180)
- [11] Schulmeister K. The apparent Source – a multiple misnomer. Proceedings ILSC, Laser Institute of America 2005: 91-98; 2005
- [12] Schulmeister K, Husinsky J, Seiser B, Edthofer F, Fekete B, Farmer L, Lund DJ. Ex vivo and computer model study on retinal thermal laser-induced damage in the visible wavelength range. J Biomed Opt 13: 054038; 2008
- [13] Zuclich JA, Lund DJ, Edsall PR, Hollins RC, Smith PA, Stuck BE, McLin LN, Till S. Variation of laser-induced retinal damage threshold with retinal image size. J Laser Appl 12: 74-80; 2000
- [14] Zuclich JA, Lund DJ, Stuck B. Wavelength dependence of ocular damage thresholds in the near IR to far IR transition region. Proposed revisions to MPEs. Health Phys 92: 15-23; 2007
- [15] Schuele G, Rumohr M, Huettmann G, Brinkmann R. RPE damage thresholds and mechanisms for laser exposure in the microsecond-to-millisecond time regimen. Invest Ophthalmol Vis Sci 46: 714-9; 2005

- [16] Lee H, Alt C, Pitsillides CM, Lin CP. Optical detection of intracellular cavitation during selective laser targeting of the retinal pigment epithelium: dependence of cell death mechanism on pulse duration. *J Biomed Opt.* 12: 064034:1-:064034:14; 2007
- [17] Lund BJ, Lund DJ, Edsall PR, Holmes ML, Retinal damage in the 1 ns to 100 ns exposure duration; ILSC 2011 proceeding paper #801, Laser Institute of America, Orlando; 2011.
- [18] Rockwell BA, Thomas RJ, Vogel A, Ultrashort laser pulse retinal damage mechanisms and their impact on thresholds, *Medical Laser Applications*, Vol. 25, p 84-92; 2010
- [19] Lund DJ, Edsall P, Stuck B, Schulmeister K. Variation of laser-induced retinal injury thresholds with retinal irradiated area: 0.1-s duration, 514-nm exposures. *J. Biomed. Opt.* 12; 2007
- [20] Sliney DH, Lund DJ. Do we overstate the risk of multiple pulsed exposures? *International Laser Safety Conference*: 304:1-6; 2009
- [21] Menendez AR, Cheney FE, Zuclich JA, P. C. Probability-summation model of multiple laser-exposure effects. *Health Phys.* 65: 523-528; 1993
- [22] Schulmeister K, Jean M., Modelling of laser induced injury of the cornea, Paper #903. *Proc. International Laser Safety Conference 2011*, Laser Institute of America, Florida; 2011.
- [23] Lund DJ, Stuck BE, Edsall P. Retinal injury thresholds for blue wavelength lasers. *Health Phys* 90: 477-484; 2006
- [24] Ham WT, Mueller HA, Sliney D. Retinal sensitivity to damage from short wavelength light. *Nature* 160: 153-155; 1976
- [25] Sliney DH, Aron-Rosa D, DeLori F, Fankhauser F, Landry R, Mainster M, Marshall J, Rassow B, Stuck B, Trokel S, Motz-West T, M. W. Adjustment of guidelines for exposure of the eye to optical radiation from ocular instruments: statement from a task group of the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). *Appl. Opt.* 44: 2162-2176; 2005
- [26] Schulmeister K, Jean M, The risk of retinal injury from Class 2 and visible Class 3R lasers, including medical aiming beams, *Medical Laser Application*, Vol 25, p 99 – 110; 2010
- [27] Non-binding guide to good practice for implementing Directive 2006/25/EC, EC 2011, page 55; 2011
- [28] Schulmeister K, Concepts of dosimetry related to laser safety and optical radiation hazard evaluation, *SPIE Vol 4246*, pp 104-116, San Jose 2001, Ed Stuck and Belkin; 2001