



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

### ÚSTAV ELEKTROENERGETIKY

DEPARTMENT OF ELECTRICAL POWER ENGINEERING

## FOTOBIOLOGICKÁ BEZPEČNOST SVÍTIDEL A SVĚTELNÝCH ZDROJŮ

PHOTOBIOLOGICAL SAFETY OF LUMINAIRES AND LIGHT SOURCES

### DIZERTAČNÍ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. Jaroslav Štěpánek

### ŠKOLITEL

SUPERVISOR

Ing. Jan Škoda, Ph.D.

BRNO 2020



Bibliografická citace práce:

ŠTĚPÁNEK, J. Fotobiologická bezpečnost svítidel a světelných zdrojů. Disertační práce. Brno: Ústav elektroenergetiky FEKT VUT v Brně, 2020, 200 stran. Vedoucí práce Jan Škoda

Na tomto místě bych chtěl poděkovat vedoucímu své disertační práce, panu Ing. Janu Škodovi, Ph.D. za vedení mé práce. Zároveň bych chtěl poděkovat svým rodičům, manželce Alence, přátelům a kolegům za podporu a trpělivost během celé doby mého studia. Také bych chtěl poděkovat doc. Petru Tomanovi, Ph.D. za možnost pracovat na Ústavu elektroenergetiky. Poděkování také patří společnosti Vyrtych a.s. za zapůjčení komponent pro monochromátor a měření RAY dat, společnosti Halla a.s. za darování svítidla pro vyhodnocování, společnosti Robe Lighting s. r. o. za speciální svítidla pro vyhodnocování dat, společnosti Essilor za darování filtru proti modrému světlu a společnosti TechSoft Engineering s.r.o. za poskytnutí licence pro modelování a optické simulace v programu Ansys SPEOS.

„Prohlašuji, že svou disertační práci na téma Fotobiologická bezpečnost svítidel a světelných zdrojů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího disertační práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené disertační práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této disertační práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.“

V Brně dne: 31. srpna 2020

.....

## ABSTRAKT

Tato disertační práce se zabývá fotobiologickými vlastnostmi optického záření a jejich vztahem k lidskému tělu. V práci jsou popsány možné následky na živou tkáň při nadměrné expozici optického záření. Práce se také zabývá hodnocením světelných zdrojů, svítidel a optických přístrojů ve vztahu k fotobiologické bezpečnosti. V práci je vytvořen hodnotící postup pro světelné zdroje na fotobiologickou bezpečnost v souladu s normou ČSN EN 62471. Jeho smysl spočívá ve výpočtu nebezpečí z naměřených hodnot intenzity ozáření pro různé fotometrické vzdálenosti. V práci je jeho platnost ověřena měření světelných zdrojů, u nichž se měnil jejich zorný úhel a fotometrická vzdálenost. V práci se nachází i aplikace tohoto postupu při hodnocení UV zdrojů, u nichž pomáhá stanovit bezpečnou vzdálenost, v níž UV zdroje nevytváří žádné nebezpečí. Mezi hodnocené UV zdroje patří UVA svítidlo s dominantní vlnovou délkou 365 nm nebo oblouk elektrické svářečky. V práci je dále popsána metoda vyhodnocování světelných zdrojů na nebezpečí modrého světla pro afakické a pseudofakické oko, která pomáhá určit nebezpečí pro oko bez čočky nebo s implantovanou čočkou. Dále byla vytvořena metoda hodnocení nebezpečí modrého světla v závislosti na věku exponované osoby. V rámci práce byl také vytvořen výpočetní program pro hodnocení fotobiologické bezpečnosti ze spektrálních dat uložených v knihovně programu nebo z dat spektrometrických měření. Práce se také okrajově zabývá tématem cirkadiánních rytmů, které úzce souvisí s fotobiologickými projevy v lidském těle. V práci je srovnání světelných zdrojů, pro něž jsou vypočteny ekvivalentní osvětlenosti, při nichž mají světelné zdroje stejný účinek na potlačení produkce hormonu melatoninu.

**KLÍČOVÁ SLOVA:** fotobiologická bezpečnost; nebezpečí modrého světla; cirkadiánní rytmy; afakické oko; pseudofakické oko; tepelné poškození sítnice; fotoretinitida;

## ABSTRACT

This doctoral thesis called “Photobiological safety of luminaires and light sources” has focused on an optical radiation and its relation to human body. The thesis describes possible consequences on living tissue during excessive exposure to optical radiation. Among others the work deals with the light source, lamp and optical devices evaluation in dependence of photobiological safety. There is created a method of light source evaluation procedure for photobiological safety in accordance with ČSN EN 62471. The meaning of this procedure is based on its hazard calculation from measured values of irradiation to different photometric distances. Validity of procedure is verified by light source measuring, in which visual angle and photometric distance have been changed. There we can also find an application of this procedure in the UV source evaluation, which helps to determine a safe distance away from UV sources not to create any danger. The evaluated UV sources include a UVA luminaire with a dominant wavelength of 365 nm or an arc of an electric welder. The thesis also describes a method of evaluating light sources for blue light hazard for an aphakic and pseudophakic eye. This method can also help to determine the hazard for the eye without lens or with some implanted lens. Furthermore, there was developed the method of the blue light hazard assessment depending on the age of an exposed person. In terms of the work there was also created a computer programme evaluating photobiological safety resulting from the spectral data having been stored in the library programme or from spectroradiometric measurement data. The work also marginally deals with the topic of circadian rhythms, which are closely related to photobiological manifestation in an human body. Above all the work compares light sources for which equivalent illuminances are calculated, consequently light sources have the same effect on suppressing the melatonin hormone production.

**KEY WORDS:** photobiological safety; blue light hazard; circadian rhythms; aphakic eye; pseudophakic eye; thermal injury of retina; photoretinitis;

## OBSAH

<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>9</b>
<b>SEZNAM TABULEK.....</b>	<b>13</b>
<b>SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK .....</b>	<b>16</b>
<b>1 ÚVOD.....</b>	<b>18</b>
<b>2 PODSTATA VZNIKU OPTICKÉHO ZÁŘENÍ A ZÁKLADNÍ VELIČINY .....</b>	<b>20</b>
<b>2.1 RADIOMETRICKÉ VELIČINY.....</b>	<b>21</b>
<b>2.2 FOTOMETRICKÉ VELIČINY .....</b>	<b>23</b>
<b>2.3 VELIČINY ÚHLOVÉ.....</b>	<b>24</b>
<b>3 ZRAK A VIDĚNÍ .....</b>	<b>28</b>
<b>3.1 ANATOMIE OKA .....</b>	<b>28</b>
<b>3.2 FYZIOLOGIE OKA.....</b>	<b>32</b>
3.2.1 SPEKTRÁLNÍ CITLIVOST A PROPUSTNOST OKA .....	32
3.2.2 CITLIVOST NA KONTRAST A ADAPTACE .....	37
3.2.3 AKOMODACE A ZRAKOVÁ OSTROST .....	38
3.2.4 BINOKULÁRNÍ VIDĚNÍ A ZORNÉ POLE.....	38
<b>4 KŮŽE .....</b>	<b>40</b>
<b>4.1 EPIDERMIS .....</b>	<b>40</b>
<b>4.2 DERMIS .....</b>	<b>41</b>
<b>4.3 OPTICKÉ VLASTNOSTI KŮŽE.....</b>	<b>41</b>
<b>5 PATOLOGICKÝ VLIV OPTICKÉHO ZÁŘENÍ NA LIDSKÝ ORGANISMUS.....</b>	<b>44</b>
<b>5.1 VLIV UV ZÁŘENÍ NA LIDSKÝ ORGANISMUS .....</b>	<b>44</b>
5.1.1 ULTRAFIALOVÝ ERYTÉM A RAKOVINA KŮŽE .....	44
5.1.2 FOTOKERATITIDA A POŠKOZENÍ ROHOVKY .....	47
5.1.3 FOTOKONJUNKTIVITIDA .....	48
5.1.4 KATARAKTA .....	49
<b>5.2 VLIV VIDITELNÉHO ZÁŘENÍ NA LIDSKÝ ORGANISMUS.....</b>	<b>50</b>
5.2.1 NEBEZPEČÍ MODRÉHO SVĚTLA A FOTORETINITIDA.....	51
5.2.2 TEPELNÉ POŠKOZENÍ SÍTNICE .....	56
5.2.3 VLIV SVĚTLA NA BIORYTMY.....	59
<b>5.3 VLIV IR ZÁŘENÍ NA LIDSKÝ ORGANISMUS.....</b>	<b>68</b>
5.3.1 KATARAKTA ZPŮSOBENÁ IR ZÁŘENÍM .....	68
5.3.2 POPÁLENÍ ROHOVKY .....	69
5.3.3 TEPELNÉ POŠKOZENÍ POKOŽKY .....	70
<b>5.4 SHRnutí.....</b>	<b>71</b>
<b>6 NORMY PRO VYHODNOCOVÁNÍ FOTOBIOLOGICKÝCH ÚČINKŮ ZÁŘENÍ .....</b>	<b>74</b>
<b>6.1 HISTORIE VYHODNOCOVÁNÍ FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI .....</b>	<b>74</b>
<b>6.2 ANSI/IESNA RP-27 .....</b>	<b>75</b>
<b>6.3 ČSN EN 62471 .....</b>	<b>78</b>
6.3.1 MEZE OZÁŘENÍ OKA A POKOŽKY UV ZÁŘENÍM.....	80

6.3.2 MEZE OZÁŘENÍ OKA UVA ZÁŘENÍM.....	81
6.3.3 MEZ OZÁŘENÍ SÍTNICE MODRÝM SVĚTLEM .....	81
6.3.4 MEZ OZÁŘENÍ SÍTNICE MODRÝM SVĚTLEM – MALÝ ZDROJ .....	82
6.3.5 MEZ OZÁŘENÍ PRO NEBEZPEČÍ TEPELNÉHO POŠKOZENÍ SÍTNICE .....	83
6.3.6 MEZ OZÁŘENÍ PRO NEBEZPEČÍ TEPELNÉHO POŠKOZENÍ SÍTNICE - SLABÝ VIZUÁLNÍ VJEM.....	83
6.3.7 MEZ OZÁŘENÍ OKA IR ZÁŘENÍM .....	83
6.3.8 MEZ NEBEZPEČNÉHO OZÁŘENÍ PRO TEPELNÉ POŠKOZENÍ POKOŽKY .....	84
6.3.9 METODY MĚŘENÍ DAT PRO VYHODNOCENÍ FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI.....	84
<b>6.4 DALŠÍ NORMY PRO VYHODNOCOVÁNÍ FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI OPTICKÉHO ZÁŘENÍ..</b>	<b>89</b>
6.4.1 ČSN EN 60335-2-27 ED. 4.....	89
6.4.2 ČSN EN 60601-2-50 .....	90
6.4.3 ČSN EN 60601-2-57 .....	91
6.4.4 ČSN EN ISO 15004-2 .....	94
6.4.5 ČSN EN 14255.....	100
6.4.6 VÝBĚR VYHODNOCOVAČÍ NORMY PRO HODNOCENÉ ZAŘÍZENÍ NEBO SVĚTELNÝ ZDROJ .....	102
<b>7 CÍL PRÁCE .....</b>	<b>104</b>
<b>8 VYHODNOCOVÁNÍ FOTOBIOLOGICKÝCH VLASTNOSTÍ SVĚTELNÝCH ZDROJŮ .....</b>	<b>105</b>
<b>8.1 POROVNÁNÍ MĚŘICÍCH PŘÍSTROJŮ PŘI VYHODNOCOVÁNÍ FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI..</b>	<b>107</b>
<b>8.2 NEJISTOTY MĚŘENÍ.....</b>	<b>109</b>
8.2.1 NEJISTOTA TYPU A.....	110
8.2.2 NEJISTOTA TYPU B .....	111
8.2.3 NEJISTOTA TYPU C.....	111
8.2.4 NEJISTOTY PŘI VYHODNOCOVÁNÍ FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI .....	111
<b>8.3 ZNAČENÍ SKUPIN NEBEZPEČÍ .....</b>	<b>117</b>
<b>8.4 HODNOCENÍ FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI SVĚTELNÝCH ZDROJŮ V ZÁVISLOSTI NA VYHODNOCOVANÉ VZDÁLENOSTI.....</b>	<b>118</b>
8.4.1 OVĚŘENÍ HODNOTÍCÍHO POSTUPU FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI NA MĚNÍCÍM SE ZORNÉM ÚHLU .....	120
8.4.2 OVĚŘENÍ HODNOTÍCÍHO POSTUPU FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI POMOCÍ MĚŘENÍ VÝKONNÉHO SVÍTIDLA .....	124
8.4.3 APLIKACE VÝPOČETNÍHO POSTUPU PRO HODNOCENÍ UV SVÍTIDEL .....	129
8.4.4 MĚŘENÍ A HODNOCENÍ FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI SVÁŘECÍHO OBLOUKU OBALOVANÉ ELEKTRODY .....	135
<b>8.5 EXPERTNÍ VÝPOČETNÍ NÁSTROJ PRO HODNOCENÍ FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI.....</b>	<b>139</b>
<b>8.6 VLIV USTALOVÁNÍ SVĚTELNÝCH PARAMETRŮ NA HODNOTY FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI .....</b>	<b>142</b>
<b>8.7 VYHODNOCOVÁNÍ FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI VÍCEBAREVNÝCH LED .....</b>	<b>147</b>
<b>8.8 HODNOCENÍ SLUNEČNÍHO ZÁŘENÍ NA FOTOBIOLOGICKOU BEZPEČNOST.....</b>	<b>149</b>
<b>8.9 SNÍŽENÍ NEBEZPEČÍ MODRÉHO SVĚTLA.....</b>	<b>151</b>
<b>8.10 VLIV KONSTRUKČNÍCH PARAMETRŮ LED NA HODNOTY FOTOBIOLOGICKÉ BEZPEČNOSTI..</b>	<b>154</b>
<b>8.11 NEBEZPEČÍ MODRÉHO SVĚTLA PRO AFAKICKÉ A PSEUDOFKICKÉ OKO.....</b>	<b>157</b>
<b>8.12 ZMĚNA NEBEZPEČÍ MODRÉHO SVĚTLA V ZÁVISLOSTI NA VĚKU.....</b>	<b>161</b>
<b>8.13 ČÁRY VYZAŘOVÁNÍ PRO NEBEZPEČÍ MODRÉHO SVĚTLA.....</b>	<b>165</b>
<b>8.14 ZMĚNA AKTIVAČNÍHO CIRKADIÁNNÍHO INDEXU BĚHEM DNE .....</b>	<b>175</b>
<b>8.15 SROVNÁNÍ SVĚTELNÝCH ZDROJŮ Z POHLEDU OBSAHU MODRÉ SLOŽKY VE SPEKTU .....</b>	<b>178</b>

8.16 MODRÁ SLOŽKA VE SPEKTRU DISPLEJŮ A MOŽNOSTI JEJÍHO UTLUMENÍ .....	183
9 ZÁVĚR.....	187
9.1 SHRUTÍ.....	192
POUŽITÁ LITERATURA.....	193



## SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>Obrázek 1 Ztotožnění vrchlíku s plochou základny [123] .....</i>	<i>27</i>
<i>Obrázek 2 Anatomie oční koule [67].....</i>	<i>29</i>
<i>Obrázek 3 Grafické průběhy spektrální propustnosti (a) a odraznosti (b) víček 27 dobrovolníků [10] .....</i>	<i>30</i>
<i>Obrázek 4 Spektrální činitel rozptylové odraznosti víček dobrovolníků .....</i>	<i>31</i>
<i>Obrázek 5 Relativní citlivosti lidského oka pro fotopické a skotopické vidění [20] .....</i>	<i>33</i>
<i>Obrázek 6 Propustnost oka pro ultrafialové záření [65] .....</i>	<i>33</i>
<i>Obrázek 7 Propustnost oka pro viditelné a infračervené záření [65].....</i>	<i>34</i>
<i>Obrázek 8 Spektrální propustnosti oka [11][42] .....</i>	<i>35</i>
<i>Obrázek 9 Vypočtená závislost změny spektrální propustnosti lidského oka na věku člověka.....</i>	<i>36</i>
<i>Obrázek 10 Spektrální propustnosti lidské čočky v závislosti na věku dárců pro věk 4,5 roků [11], 30 let [4], 41 let [126], 50 a 75 let [4] .....</i>	<i>37</i>
<i>Obrázek 11 Binokulární zorné pole [123] .....</i>	<i>39</i>
<i>Obrázek 12 Anatomie kůže [60].....</i>	<i>40</i>
<i>Obrázek 13 Spektrální činitel rozptylového odrazu lidské kůže [2].....</i>	<i>41</i>
<i>Obrázek 14 Spektrální činitel rozptylového odrazu vnější strany horní končetiny.....</i>	<i>42</i>
<i>Obrázek 15 Spektrální činitel rozptylového odrazu vnitřní strany horní končetiny.....</i>	<i>43</i>
<i>Obrázek 16 Akční spektrum tvorby ultrafialového erytému a NMSC [25], [54] .....</i>	<i>45</i>
<i>Obrázek 17 Akční spektrum pro fotokeratitidu [113].....</i>	<i>48</i>
<i>Obrázek 18 Akční spektrum tvorby fotokonjunktivitidy [112] .....</i>	<i>49</i>
<i>Obrázek 19 Akční spektrum tvorby katarakty .....</i>	<i>50</i>
<i>Obrázek 20 Pohyby oka: vlevo dlouhodobý pohled, kdy se zobrazovaný obraz pohybuje po sítnici a ozařuje velkou plochu; vpravo krátkodobý pohled, kdy je ozařena malá část sítnice [106] .....</i>	<i>53</i>
<i>Obrázek 21 Zobrazení světelného zdroje na sítnici[106].....</i>	<i>54</i>
<i>Obrázek 22 Akční spektrum nebezpečí modrého světla.....</i>	<i>55</i>
<i>Obrázek 23 Spektrální absorpce retinového epitelu [72].....</i>	<i>58</i>
<i>Obrázek 24 Střední efektivní spektrální dávka (ED50) tvorby tepelného poškození sítnice [72] .</i>	<i>58</i>
<i>Obrázek 25 Akční spektrum tvorby tepelného poškození sítnice <math>R(\lambda)</math> [28] .....</i>	<i>59</i>
<i>Obrázek 26 Akční spektra sekrece melatoninu podle Brainarda [13] a Thapana [125].....</i>	<i>63</i>
<i>Obrázek 27 Akční spektrum melanopických receptorů [35].....</i>	<i>65</i>
<i>Obrázek 28 Intervaly akčních spekter poranění způsobených UV zářením .....</i>	<i>72</i>
<i>Obrázek 29 Intervaly akčních spekter poranění způsobených světelným zářením .....</i>	<i>72</i>

Obrázek 30	Intervaly akčních spekter poranění způsobených IR zářením .....	73
Obrázek 31	Spektrální průběhy normálových zdrojů. Levý průběh patří halogenové žárovce typu FEL, pravý průběh patří deuteriové výbojce.....	85
Obrázek 32	Standardní metoda měření záře [28].....	86
Obrázek 33	Alternativní metoda měření záře [28].....	87
Obrázek 34	Diagram vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti podle ČSN EN 62471 .....	88
Obrázek 35	Značka nebezpečí optického záření [27].....	92
Obrázek 36	Diagram výběru normy pro vyhodnocování optického přístroje nebo světelného zdroje .....	103
Obrázek 37	Dvojitý monochromátor Gooch & Housego OL 750 D [85] .....	106
Obrázek 38	Spektroradiometr JETI specbos 1211UV.....	107
Obrázek 39	Vypočtená kombinovaná rozšířená nejistota pro měřený zdroj HFH Halogen Lamp 12 V 50 W a kanály Slave a Master spektroradiometru.....	117
Obrázek 40	Schéma měřící sestavy [120].....	120
Obrázek 41	Grafické znázornění naměřených hodnot osvětleností a odchylek vypočtených hodnot záře v závislosti na vzdálenosti pro LED bez clony [120] .....	121
Obrázek 42	Grafické znázornění naměřených hodnot osvětleností a odchylek vypočtených hodnot záře v závislosti na vzdálenosti pro LED s clonou 13 mm [120] .....	122
Obrázek 43	Grafické znázornění naměřených hodnot osvětleností a odchylek vypočtených hodnot záře v závislosti na vzdálenosti pro LED s clonou 10 mm [120] .....	123
Obrázek 44	Grafické znázornění naměřených hodnot osvětleností a odchylek vypočtených hodnot záře v závislosti na vzdálenosti pro LED s clonou 7 mm [120] .....	124
Obrázek 45	Měřící aparatura hodnoceného svítidla s vyznačeným zorným úhlem $\gamma$ .....	125
Obrázek 46	Fotografie hodnoceného svítidla .....	125
Obrázek 47	Průběh simulace pro světelný s úzkým úhlem vyzařování .....	127
Obrázek 48	Rozložení osvětlenosti na senzoru o ploše 600 x 600 mm ve vzdálenosti 6,506 m...	129
Obrázek 49	Rozložení osvětlenosti na senzoru o ploše 600 x 600 mm ve vzdálenosti 12,493 m.	129
Obrázek 50	Spektrální průběh měřeného svítidla bez krytu a s krytem z Woodova skla .....	131
Obrázek 51	Grafický průběh pro nebezpečí UV záření pro oko a kůži hodnoceného svítidla bez použití krycího skla .....	132
Obrázek 52	Grafický průběh pro nebezpečí UVA záření pro oko hodnoceného svítidla bez použití krycího skla.....	132
Obrázek 53	Grafický průběh pro nebezpečí UV záření pro oko a kůži hodnoceného svítidla s krycím černým sklem .....	133
Obrázek 54	Grafický průběh pro nebezpečí UVA záření pro oko hodnoceného svítidla s černým krycím sklem .....	134
Obrázek 55	Hodnocené UV svítidlo .....	135

Obrázek 56 Spektrální průběh elektrického oblouku pro obalovanou elektrodu.....	136
Obrázek 57 Závislost hodnot nebezpečí a maximální doby expozice na vzdálenosti od oblouku	137
Obrázek 58 Okno programu pro vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti .....	141
Obrázek 59 Spektrální průběhy vyhodnocovaných LED zdrojů [117].....	143
Obrázek 60 Naměřená časová závislost jednotlivých nebezpečí pro LED 10 W 365 nm [117]..	144
Obrázek 61 Naměřená časová závislost jednotlivých nebezpečí pro LED 10 W 395 nm [117]..	144
Obrázek 62 Naměřená časová závislost jednotlivých nebezpečí pro LED 10 W 425 nm [117]..	145
Obrázek 63 Naměřená časová závislost jednotlivých nebezpečí pro LED 10 W 7300 K [117] ..	145
Obrázek 64 Vliv klimatizační jednotky na vyhodnocené nebezpečí UVA záření pro LED 365 nm .....	147
Obrázek 65 Hodnocená RGB LED 10 W.....	148
Obrázek 66 Naměřené spektrální průběhy pro hodnocenou RGB při vytvářené osvětlenosti 500 lx [121].....	149
Obrázek 67 Standardizovaný spektrální průběh dopadajícího slunečního záření pro jasný den AM0 a AM1,5 [116] .....	150
Obrázek 68 Měřicí aparatura pro měření s ochrannými brýlemi [119] .....	152
Obrázek 69 Naměřené spektrální průběhy pro žárovku 500 W bez filtru, s Essilor filtrem a s bezpečnostními brýlemi [119] .....	153
Obrázek 70 Naměřené spektrální průběhy pro LED 40 W bez filtru, s Essilor filtrem a s bezpečnostními brýlemi [119] .....	154
Obrázek 71 Spektrální propustnost čočky zdravého člověka o stáří 30 let [4] a implantátů čočky pro verzi s chromoforem a bez chromoforu [87] .....	159
Obrázek 72 Grafické srovnání nebezpečí modrého světla podle vyhodnocení pro afakické, normální a pseudofakické oko .....	161
Obrázek 73 Grafické znázornění koeficientu zohledňující podíl spektrální propustnosti oka různě starých osob a osoby, která má 32 let.....	163
Obrázek 74 Grafický průběh vypočtené závislosti nebezpečí modrého světla na věku exponovaných osob .....	164
Obrázek 75 Hodnoty záře nebezpečí modrého světla jako čáry vyzařování pro jednotlivá vyhodnocení při zorném úhlu 0,1 rad .....	167
Obrázek 76 Hodnoty záře nebezpečí modrého světla jako čáry vyzařování pro jednotlivá vyhodnocení při zorném úhlu 0,011 rad .....	168
Obrázek 77 Hodnocené svítidlo včetně instalační lišty .....	169
Obrázek 78 Plocha svítivosti měřeného svítidla v prostoru vygenerovaná programem ILEXA Ray Viewer .....	170
Obrázek 79 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla $\gamma$ 0°.....	171
Obrázek 80 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla $\gamma$ 15°.....	171

---

<i>Obrázek 81 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla <math>\gamma</math> 25°</i> .....	172
<i>Obrázek 82 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla <math>\gamma</math> 35°</i> .....	172
<i>Obrázek 83 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla <math>\gamma</math> 45°</i> .....	173
<i>Obrázek 84 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla <math>\gamma</math> 65°</i> .....	173
<i>Obrázek 85 Návrh spektrální propustnosti pro analyzátor nebezpečí modrého světla</i> .....	174
<i>Obrázek 86 Grafické znázornění průběhu osvětlenosti a teploty chromatičnosti v závislosti na denní době [114]</i> .....	176
<i>Obrázek 87 Grafické znázornění melanopické intenzity ozáření a cirkadiálního aktivačního indexu v závislosti na denní době [114]</i> .....	177
<i>Obrázek 88 Grafické znázornění osvětlenosti a cirkadiálního stimulu v závislosti na denní době [114]</i> .....	177
<i>Obrázek 89 Naměřené spektrální průběhy pro monitor s CCFL podsvícením [115]</i> .....	184
<i>Obrázek 90 Naměřené spektrální průběhy pro monitor s LED podsvícením [115]</i> .....	185

## SEZNAM TABULEK

<i>Tabulka 1 Typy optického záření podle vlnových délek [44],[123].....</i>	<i>20</i>
<i>Tabulka 2 Integrovaná radiometrické veličiny [44].....</i>	<i>22</i>
<i>Tabulka 3 Spektrální radiometrické veličiny [44] .....</i>	<i>22</i>
<i>Tabulka 4 Fotometrické veličiny [30][44] .....</i>	<i>23</i>
<i>Tabulka 5 Porovnání výpočetních metod pro malé a velké obloukové úhly.....</i>	<i>25</i>
<i>Tabulka 6 Porovnání výpočetních metod pro malé a velké prostorové úhly.....</i>	<i>26</i>
<i>Tabulka 7 Hodnoty UV indexu a ochrana před UV zářením [132] .....</i>	<i>46</i>
<i>Tabulka 8 Výsledek studie vzniku katarakty mezi pracovníky ve sklářském průmyslu [74].....</i>	<i>69</i>
<i>Tabulka 9 Maximální přípustné doby expozice pro jednotlivé skupiny nebezpečí [3].....</i>	<i>77</i>
<i>Tabulka 10 Druhy nebezpečí vyhodnocované v ČSN EN 62471 [28].....</i>	<i>79</i>
<i>Tabulka 11 Doporučení pro jednotlivé skupiny nebezpečí a druhy nebezpečí dle IEC TR 62471–2 .....</i>	<i>80</i>
<i>Tabulka 12 Limity pro skupiny UV spotřebičů[25].....</i>	<i>90</i>
<i>Tabulka 13 Označování zařízení v závislosti na klasifikaci skupiny nebezpečí [27] .....</i>	<i>93</i>
<i>Tabulka 14 Stanovení mezních hodnot pro skupinu 1 trvale svítících zdrojů.....</i>	<i>95</i>
<i>Tabulka 15 Stanovení mezních hodnot pro skupinu 1 pulzních přístrojů.....</i>	<i>96</i>
<i>Tabulka 16 Stanovení mezních hodnot pro skupinu 2 trvale svítících zdrojů.....</i>	<i>97</i>
<i>Tabulka 17 Stanovení mezních hodnot pro skupinu 2 pulzních přístrojů.....</i>	<i>98</i>
<i>Tabulka 18 Vyhodnocované veličiny dle ČSN EN 14255 [21][23][24].....</i>	<i>102</i>
<i>Tabulka 19 Porovnání vypočtených hodnot fotobiologické bezpečnosti pro použité spektroradiometry (1. polovina).....</i>	<i>108</i>
<i>Tabulka 20 Porovnání vypočtených hodnot fotobiologické bezpečnosti pro použité spektroradiometry (2. polovina).....</i>	<i>108</i>
<i>Tabulka 21 Relativní chyby pro kalibrační zdroj Avalight-DH-CAL pro souběžný provoz deuteriumhalogenového zdroje [7].....</i>	<i>114</i>
<i>Tabulka 22 Srovnání vypočtených hodnot fotobiologické bezpečnosti a jejich nejistot pro hodnocené zdroje a dva kanály spektroradiometru.....</i>	<i>115</i>
<i>Tabulka 23 Značení skupin nebezpečí ve vypočtených hodnotách.....</i>	<i>117</i>
<i>Tabulka 24 Hodnoty různých druhů nebezpečí vypočtené z naměřených hodnot.....</i>	<i>120</i>
<i>Tabulka 25 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED bez clony [120].....</i>	<i>121</i>
<i>Tabulka 26 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED s clonou o průměru 13 mm [120].....</i>	<i>122</i>
<i>Tabulka 27 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED s clonou o průměru 10 mm [120].....</i>	<i>123</i>
<i>Tabulka 28 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED s clonou o průměru 7 mm [120].....</i>	<i>123</i>
<i>Tabulka 29 Naměřená data pro více fotometrických vzdáleností .....</i>	<i>126</i>

Tabulka 30 Vypočtené hodnoty nebezpečí pro svítidlo ROBIN MegaPointe ®.....	126
Tabulka 31 Srovnání naměřených hodnot s výpočetní metodou v programu Ansys SPEOS.....	127
Tabulka 32 Vyhodnocené hodnoty pro UV svítidlo bez krytu .....	131
Tabulka 33 Vyhodnocení nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice pro svítidlo bez krytu .....	132
Tabulka 34 Vyhodnocené hodnoty pro UV svítidlo s krytem s Woodovým sklem.....	133
Tabulka 35 Vyhodnocení nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice pro svítidlo s použitým krytem s Woodovým sklem .....	133
Tabulka 36 Vyhodnocení fotobiologické bezpečnosti pro elektrický oblouk .....	137
Tabulka 37 Vypočtené hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro svářečské sklo s tmavostí 7.....	138
Tabulka 38 Vypočtené hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro svářečské sklo s tmavostí 9.....	138
Tabulka 39 Vypočtené hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro svářečské sklo s tmavostí 11 ....	139
Tabulka 40 Vypočtené hodnoty hodnocených LED pro jednotlivé druhy nebezpečí a rozdíly mezi počáteční a ustálenou hodnotou jednotlivých druhů nebezpečí [117] .....	143
Tabulka 41 Naměřené a vyhodnocené veličiny pro RGB LED 10 W [121] .....	148
Tabulka 42 Vypočtené hodnoty pro pozemské sluneční záření pro jasný den [116] .....	150
Tabulka 43 Naměřené a vypočtené hodnoty pro projekční žárovku 500 W [119].....	153
Tabulka 44 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED 40 W [119] .....	154
Tabulka 45 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 375 nm .....	155
Tabulka 46 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 400 nm .....	155
Tabulka 47 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 425 nm .....	156
Tabulka 48 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 440 nm .....	156
Tabulka 49 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 520 nm .....	156
Tabulka 50 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 635 nm .....	156
Tabulka 51 Limity pro skupiny nebezpečí dle ČSN EN 62471.....	160
Tabulka 52 Porovnání hodnocení nebezpečí modrého světla pro oko zdravého dospělého člověka, pro oko afakické a pseudofakické .....	160
Tabulka 53 Vypočtené hodnoty nebezpečí modrého světla v závislosti na věku exponovaných osob .....	163
Tabulka 54 Naměřené a vypočtené hodnoty pro vypočtený zorný úhel 0,1 rad .....	167
Tabulka 55 Naměřené a vypočtené hodnoty pro vypočtený zorný úhel 0,011 rad.....	168
Tabulka 56 Srovnání osvětleností zdrojů pro interiérové osvětlení z hlediska ekvivalentního obsahu modrého světla v jejich spektru [122].....	181
Tabulka 57 Srovnání osvětleností zdrojů pro veřejné osvětlení z hlediska ekvivalentního obsahu modrého světla v jejich spektru [118].....	182
Tabulka 58 Výsledné hodnoty pro LCD monitor s CCFL podsvícením [115].....	185

---

*Tabulka 59 Výsledné hodnoty pro LCD monitor s LED podsvícením [115] ..... 185*

## SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Symbol	Vysvětlení
$V(\lambda)$	spektrální citlivost lidského oka pro fotopické vidění
$V'(\lambda)$	spektrální citlivost lidského oka pro skotopické vidění
$B(\lambda)$	akční spektrum tvorby fotochemického poškození oka
$A(\lambda)$	akční spektrum tvorby fotochemického poškození afakického oka
$C(\lambda)$	akční spektrum tvorby melatoninu
$S_{uv}(\lambda)$	akční spektrum tvorby poškození oka a kůže aktinickým UV zářením

Zkratka	Vysvětlení
ANSI	Americký národní standardizační institut
BCC	Bazocelulární karcinom
CCD	Součástka pro snímání obrazové informace
CCFL	Zářivka se studenými elektrodami
CDRH	Centrum pro přístroje a radiologického zdraví
CIE	Mezinárodní komise pro osvětlování
CL	Cirkadiánní světlo
CS	Cirkadiánní stimul
ČSN	České technické normy
DF laser	Deuterium fluorid laser
DIN	Německý normalizační institut
DNA	Deoxyribonukleová kyselina
EML	Ekvivalentní melanopický lux
EN	Evropská norma
HF laser	Hydrogen fluorid laser
IARC	Mezinárodní agentura pro výzkum rakoviny
ICNIRP	Komise pro ochranu před neionizujícím zářením
IEC	Mezinárodní elektrotechnická komise
IESNA	Společnost pro osvětlování USA
IOL	Implantovaná oční čočka
ipRGC	Fotosenzitivní buňky v oku
IR	Infračervené záření
IRPA	Mezinárodní asociace radiační ochrany
ISO	Mezinárodní organizace pro normalizaci
LCD	Displej z tekutých krystalů
LDA	Analyzátor rozložení jasu
LED	Svitivá dioda



---

<b>Zkratka</b>	<b>Vysvětlení</b>
NIST	Národní institut standardů a technologie
NMSC	Nemelanomální rakovina kůže
OD	Optická hustota
RG	Skupina nebezpečí
RTG	Rentgenové záření
SAD	Sezónní afektivní deprese
SCC	Spinocelulární karcinom
TC	Technická komise v CIE
TFT	Způsob vykreslování obrazu na LCD
TR	Technická zpráva
UV	Ultrafialové záření
UVI	Globální UV Index
VIS	Viditelné záření
WHO	Světové zdravotnické organizace

*„Všechno, co je vystaveno světlu, však vychází najevo a všechno co vychází najevo, se stává jasným.“*

*Efeským 5:13*

## 1 ÚVOD

Život na planetě Zemi je formován čtyřmi živly, které jsou oheň, voda, vítr a země. Ohni je podle Aristotela přisouzena vlastnost tepla a sucha. Sluneční záření je mezi živly zastoupeno právě ve formě ohně. Díky slunečnímu záření může probíhat fotosyntéza, která je důležitá pro tvorbu kyslíku. Sluneční záření také ohřívá zemský povrch na teplotu vhodnou pro život. Slunce také poskytuje světlo, díky kterému vidíme okolí a můžeme rozeznávat barvy. S východem a západem slunce jsou synchronizovány biorytmy v lidském těle. Na spektrální složení slunečního záření se přizpůsobil i náš zrak. V důsledku toho můžeme rozeznávat barevné záření od fialové až po červenou. Jelikož sluneční paprsky dopadají na zemský povrch pouze přes den, snažil se člověk již od pravěku vytvářet světlo umělou formou, aby mohl vidět i v noci. Nejdříve se naučil rozdělovat a udržovat oheň, který mu dával pocit tepla a sucha, pomáhal mu upravovat potravu a poskytoval pocit bezpečí před šelmami. Později se člověk naučil oheň přenášet pomocí loučí, které mu osvětlovaly cestu a okolí v noci.

Umělé osvětlení, jeho vytváření a vylepšování provází lidstvo od pravěku. Velkou inovací pro vytváření umělého světla byl objev elektřiny a vynález žárovky. Díky této inovaci se posunula průmyslová revoluce na novou úroveň. Elektrická síť se díky jednoduchosti žárovkového osvětlení začala postupně rozrůstat z průmyslu do domácností. Osvětlení žárovkami bylo bezpečnější než osvětlení svíčkami, kahany nebo plynem. Světelné zdroje se postupem času vyvíjely, vznikaly nové zdroje světla, u kterých se zvyšovala jejich účinnost. Elektrické světlo se začalo používat i pro osvětlování ulic. V pouličním osvětlení nebyly používány žárovky, ale obloukové lampy. V případě žárovek nehrozilo lidem žádné nebezpečí z pohledu vyzařování. U obloukových lamp byla situace jiná, protože vyzařovaly velké množství UV záření a hrozilo od nich poškození oka a kůže. Oblouková lampa byla prvním elektrickým světelným zdrojem, u kterého byly popsány negativní účinky na lidské zdraví v důsledku vyzařování. Během dalšího vývoje světelných zdrojů pro běžné osvětlovací účely nebyly vytvořeny světelné zdroje, které by mohly nějak zásadně poškodit lidské zdraví. Byly sice vyvinuty zdroje, které mají vysoký podíl UV záření ve spektru nebo extrémní jas, ale běžní uživatelé nemohli přijít do kontaktu s těmito zdroji v reálném životě.

Situace se ale změnila s příchodem LED světelných zdrojů, které mají vysoký podíl modré složky ve svém spektru vyzařování. Díky vysoké intenzitě vyzařování z malého bodu jsou LED schopné způsobit patologické změny na sítnici oka. Tento fakt si vyžádal vytvoření speciálního standardu pro hodnocení světelných zdrojů pro osvětlovací účely z pohledu fotobiologické bezpečnosti a vytvoření metodiky pro měření a vyhodnocování těchto zdrojů. V některých ohledech je ale tento standard neúplný nebo obtížně pochopitelný. Standard doporučuje pro hodnocení světelných zdrojů za účelem všeobecného použití uvádět meze ozáření pro osvětlenost 500 lx a pro zdroje, které mají nízkou intenzitu vyzařování ve viditelné oblasti, uvádět meze ozáření pro vzdálenost 20 cm od světelného zdroje. V praxi se ale užívají svítidla pro vytváření vyšších osvětleností než 500 lx, takže tato svítidla mohou vytvářet i větší nebezpečí než při hodnocené osvětlenosti. To platí i pro zdroje se nízkou intenzitou vyzařování, pro které je vzdálenost 20 cm velmi krátká a v praxi je od nich pozorovatel vzdálen i několik metrů. Možné nebezpečí od světelného zdroje je tak několikanásobně menší.

---

Dalším rizikem, které může být způsobeno světelným vyzařováním, je narušení cirkadiánních rytmů. Před více než dvaceti lety byly v oku objeveny nové fotoreceptory, které vnímají záření zejména v modré oblasti spektra. Informaci o intenzitě tohoto záření přenáší nervovou soustavou do mozku, odkud jsou pak řízeny fáze bdění a odpočinku. Vystavení se světlu s velkým obsahem modré složky může vést ve večerních hodinách k posunu fáze odpočinku na pozdní noční hodiny, a posun dalších přirozených biorytmů v lidském těle. V současné době se vytváří metodika hodnocení světelných zdrojů a soustav světelných zdrojů z pohledu jejich vlivu na cirkadiánní rytmy. Ve vývoji je také metodika pro správnou instalaci biodynamického osvětlení, které mění svou barevnou teplotu a intenzitu osvětlení v závislosti na denní době.

## 2 PODSTATA VZNIKU OPTICKÉHO ZÁŘENÍ A ZÁKLADNÍ VELIČINY

Optické záření má podle Maxwellovy elektromagnetické teorie charakter elektromagnetických vln o různých vlnových délkách. Z pohledu kvantové teorie má elektromagnetické záření částicovou strukturu a tyto částice mají vlnový charakter. V současné době se používá duální charakter záření a neklade se hranice mezi částicovým vznikem záření a jeho vlnovým charakterem záření. Světelná technika se ale nezabývá podstatou elektromagnetického záření, silovými účinky záření nebo jeho přetržitostí. Světelná technika pouze sleduje v určitých časových úsecích rozdělení energetických toků při přechodech mezi jednotlivými místy v prostoru. Na základě rozdělení energetických toků lze libovolné záření rozložit na složky se sinusovým průběhem. Složky mohou být popsány buď frekvencí  $f$  nebo vlnovou délkou  $\lambda$  [44],[123].

Vlnová délka je závislá na rychlosti šíření záření v prostředí. Pro vakuum je vlnová délka konkrétního záření dána vztahem:

$$\lambda = \frac{c_0}{f} \quad (\text{m; m.s}^{-1}, \text{Hz}), \quad (2.1)$$

kde  $c_0$  je rychlost šíření světla ve vakuu a  $f$  je frekvence vlnění světla. Pro potřeby světelné techniky se uvádí v nanometrech (nm) nebo mikrometrech ( $\mu\text{m}$ ).

Ve spektru elektromagnetického záření optické záření zahrnuje ultrafialové záření (UV), viditelné záření (světlo – VIS) a infračervené záření (IR). Členění jednotlivých typů záření se nachází v tabulce 1.

Tabulka 1 Typy optického záření podle vlnových délek [44],[123]

Typ záření	Označení	Vlnová délka $\lambda$ [nm]
Ultrafialové záření	UV-C	1 až 280 nm
	UV-B	280 až 315 nm
	UV-A	315 až 400 nm
Viditelné záření	fialová	400 až 420 nm
	modrá	420 až 510 nm
	zelená	510 až 560 nm
	žlutá	560 až 610 nm
	oranžová	610 až 660 nm
	červená	660 až 760 nm
Infračervené	IR-A	760 až 1400 nm
	IR-B	1,4 až 3 $\mu\text{m}$
	IR-C	3 $\mu\text{m}$ až 1 mm

Ultrafialové záření spadá do rozsahu vlnových délek mezi přibližně 1 nm až 400 nm. Přírodním zdrojem UV záření je Slunce, z umělých zdrojů to jsou hlavně rtuťové a xenonové výbojky. UV záření prochází vodou, uviolovým, fosfátovým, křemenným sklem a vzduchem. Na zemském povrchu se vyskytuje ze záření Slunce minimálně, jeho přítomnost se zvyšuje s mírou narušení ozonové vrstvy. Větší přítomnost UV záření je v horských oblastech než v nížinách. UV záření také způsobuje rychlejší stárnutí materiálů. Oblast záření okolo 366 nm má fotochemické účinky, které se používají v chemických rozborech a k urychlování nebo stabilizování chemických reakcí v průmyslu. Dále se UV záření používá pro buzení luminiscence, kdy je vyzařováno světlo působením jiného druhu energie. Látky, ve kterých je buzena luminiscence, se nazývají luminofory. Jevu luminiscence se používá pro fluorescenční spektroskopii, v zářivkách nebo rtuťových výbojkách. UV záření je také důležité pro lidské tělo, kdy podporuje v kožních buňkách tvorbu vitamínu D. Nadměra UV záření může způsobit poranění oka, erytém na kůži nebo při dlouhodobé expozici rakovinu kůže. UV-C záření má germicidní účinky. Používá se k desinfekci pro ničení bakterií, plísní a virů v lékařství, potravinářství a ve výzkumných pracovištích [44].

Světlo je část spektra, které je pro člověka viditelné. Jedná se o spektrum mezi vlnovými délkami 360 nm až 780 nm. Citlivost lidského oka na světelné záření je definována křivkou  $V(\lambda)$ . Světlo dává člověku informace o prostředí, jeho rozměrech, tvarech a barvách. Aby člověk dostával tyto informace v dostatečné míře, intenzita světla musí být dostačující pro zrakový úkon. Pokud ale světelné záření působí vysokou intenzitou, může se projevit například oslněním, které může způsobit poranění zraku nebo havárii. Důležité je zvolit správnou chromatičnost světla pro odpovídající zrakový úkon, kdy správné nastavení barevných tónů světla pomáhá lépe vykonávat činnost, pro kterou byla osvětlovací soustava navržena. Špatně navržená osvětlovací soustava zatěžuje organismus a způsobuje únavu, bolest očí nebo hlavy. Světlo má velký vliv i na cirkadiánní rytmy v lidském těle. Lidský biorytmus je sladěn podle intenzity a spektrálního složení denního světla. Pokud člověk není vystaven dostatečné intenzitě denního světla, může se u něj začít vyskytovat syndrom sezónní deprese [44].

Infračervené záření zahrnuje část spektra od 780 nm do přibližně 1 mm. Dělí se na tři druhy – IR-A s rozsahem vlnových délek 780 až 1400 nm, IR-B 1400 až 3000 nm a IR-C s rozsahem 3000 nm až 1 mm. Infračervené záření je vyzařováno každým zahřátým tělesem. V přírodě je největším zdrojem IR záření Slunce. Účinky IR záření se projevují tepelnými účinky. V praxi se IR záření generuje infrazářiči nebo infrazárovkami. Dříve se používaly pro generování IR záření žárovky s reflexní vrstvou, dnes se používají hlavně halogenové žárovky s příkonem od 300 W do 3 kW na jeden zdroj. Infračervené záření prostupuje vzduchem a tenkými vrstvami kovů, ale hůře prostupuje sklem a vodou (z velké části je odráжено nebo pohlceno). V praxi se používá pro ohřev, vytápění a sušení. Pro člověka je IR záření důležité, protože mu dává pocit tepla. IR záření má také hojivé účinky, rozšiřuje cévy a zlepšuje krevní průtok [44].

## 2.1 Radiometrické veličiny

Radiometrickými veličinami lze popsat všechny druhy elektromagnetického záření. Popisují přenos energie zářením a lze o nich mluvit i jako o energetických veličinách. Dále rozeznáváme spektrální a integrální radiometrické veličiny. Integrální veličiny popisují souhrnný účinek záření všech vlnových délek, zatímco spektrální veličiny se vztahují pouze na účinek jediné vlnové délky. Všechny radiometrické veličiny existují jak v podobě integrální (viz tabulka 2), tak i v podobě spektrální (viz tabulka 3).

Tabulka 2 Integrální radiometrické veličiny [44]

Veličina	Značka a jednotka	Definice	Význam
Zářivý tok (zářivý výkon)	$\Phi_e$ [W]	$\Phi_e = \frac{dW}{dt} = \frac{dQ_e}{dt}$	vyzářená energie za jednotku času
Zářivost	$I_e$ [W.sr <sup>-1</sup> ]	$I_e = \frac{d\Phi_e}{d\Omega}$	prostorová hustota zářivého toku vyzařovaného bodovým zdrojem
Intenzita ozáření	$E_e$ [W.m <sup>-2</sup> ]	$E_e = \frac{d\Phi_e}{dA}$	plošná hustota zářivého toku dopadajícího na plochu
Zář	$L_e$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	$L_e = \frac{d^2\Phi_e}{\cos \gamma d\Omega dA}$	veličina zářivosti plošného zdroje
Intenzita vyzařování	$M_e$ [W.m <sup>-2</sup> ]	$M_e = \frac{d\Phi_e}{dA}$	plošná hustota zářivého toku vyzářeného z plochy
Dávka ozáření	$H_e$ [J.m <sup>-2</sup> ]	$H_e = \frac{dQ_e}{dA}$	plošná hustota energie

Tabulka 3 Spektrální radiometrické veličiny [44]

Veličina	Značka a jednotka	Definice	Význam
Spektrální zářivý tok (zářivý výkon)	$\Phi_{e\lambda}$ [W.nm <sup>-1</sup> ]	$\Phi_{e\lambda} = \frac{dW}{dt} = \frac{dQ_{e\lambda}}{dt}$	vyzářená energie jedné vlnové délky za jednotku času
Spektrální zářivost	$I_{e\lambda}$ [W.sr <sup>-1</sup> .nm <sup>-1</sup> ]	$I_{e\lambda} = \frac{d\Phi_{e\lambda}}{d\Omega}$	prostorová hustota zářivého toku jedné vlnové délky vyzařovaného bodovým zdrojem
Spektrální intenzita ozáření	$E_{e\lambda}$ [W.m <sup>-2</sup> .nm <sup>-1</sup> ]	$E_{e\lambda} = \frac{d\Phi_{e\lambda}}{dA}$	plošná hustota zářivého toku jedné vlnové délky dopadajícího na plochu
Spektrální zář	$L_{e\lambda}$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> .nm <sup>-1</sup> ]	$L_{e\lambda} = \frac{d^2\Phi_{e\lambda}}{\cos \gamma d\Omega dA}$	veličina zářivosti jedné vlnové délky plošného zdroje
Spektrální intenzita vyzařování	$M_{e\lambda}$ [W.m <sup>-2</sup> .nm <sup>-1</sup> ]	$M_{e\lambda} = \frac{d\Phi_{e\lambda}}{dA}$	plošná hustota zářivého toku jedné vlnové délky vyzářeného z plochy
Spektrální dávka ozáření	$H_{e\lambda}$ [J.m <sup>-2</sup> .nm <sup>-1</sup> ]	$H_{e\lambda} = \frac{dQ_{e\lambda}}{dA}$	plošná hustota energie jedné vlnové délky

## 2.2 Fotometrické veličiny

Fotometrické veličiny popisují záření ve viditelné oblasti spektra, které je vidět lidským okem. Jsou definovány objektivně, i když popisují subjektivní vnímání. Vztah k radiometrickým veličinám je dán světelnou účinností, která je definována pomocí funkce  $V(\lambda)$ . Křivka  $V(\lambda)$  udává spektrální citlivost lidského oka, tzv. fotopické vnímání záření. Vztah mezi radiometrickými a fotometrickými veličinami je definován na příkladu jednoho lumenu. Jeden lumen je množství světla bodového zdroje vyzářeného do prostorového úhlu 1 sr o svítivosti 1 cd. Kandela, jako jednotka SI soustavy, je definována jako světelná intenzita zdroje monochromatického záření na vlnové délce 555 nm a zářivém toku 1/683 W. Jestliže se zkombinují předešlé definice, tak 1/683 W o vlnové délce 555 nm odpovídá 1 lm [44],[123].

Pokud se vezmou radiometrické veličiny a přepočítají se pomocí váhové funkce spektrální citlivosti lidského oka  $V(\lambda)$  na fotometrické, budou platit obdobné vztahy jako pro veličiny radiometrické (viz tabulka 4).

Tabulka 4 Fotometrické veličiny [30][44]

Veličina	Značka a jednotka	Definice	Význam
Světelný tok	$\Phi$ [lm]	$\Phi = \int_{380}^{780} d\Phi_e(\lambda)V(\lambda)d\lambda$	vyzářené množství světla do všech směrů
Svítivost	$I$ [cd]	$I = \frac{d\Phi}{d\Omega}$	množství světelného toku vyzářeného do prostorového úhlu v určitém směru
Osvětlenost	$E$ [lx]	$E = \frac{d\Phi}{dA}$	udává množství světelného toku dopadajícího na plochu
Jas	$L$ [cd.m <sup>-2</sup> ]	$L = \frac{d^2\Phi}{\cos\gamma d\Omega dA}$	vjem světlosti svítícího nebo osvětlovaného objektu
Světlení	$M$ [lm.m <sup>-2</sup> ]	$M = \frac{d\Phi}{dA}$	množství světelného toku vycházejícího z plochy
Měrný světelný výkon	$m_z$ [lm.W <sup>-1</sup> ]	$m_z = \frac{d\Phi}{dP}$	udává účinnost přeměny elektrické energie na světlo
Teplota chromatičnosti	$T_c$ [K]		teplota černého tělesa, jehož záření má stejnou chromatičnost jako daný barevný podnět
Náhradní teplota chromatičnosti	$T_{cp}$ [K]		teplota černého tělesa, jehož vnímaná barva se co nejvíce podobá barvě uvažovaného podnětu při stejném jasu a za specifických podmínek pozorování

### 2.3 Veličiny úhlové

Existují dvě úhlové veličiny – rovinné úhly a prostorové úhly. Velikost rovinných úhlů, které svírají dvě různoběžky, se měří mírou úhlovou v obloukových stupních nebo obloukovou mírou v radiánech. Úhlová míra je běžnější než míra oblouková. Pro úhlovou míru platí, že plný úhel má  $360^\circ$ , přímý úhel má  $180^\circ$  a pravý úhel je čtvrtinou plného a má  $90^\circ$ . Jednotkou úhlové míry je jeden stupeň, který se dále dělí na minuty ( $1^\circ = 60'$ ) nebo na sekundy ( $1^\circ = 3600''$ ). Pro princip obloukové míry platí, že velikost rovinného úhlu sevřeného dvěma různoběžkami lze vyjádřit délkou kruhového oblouku, který vytínají ramena uvažovaného úhlu na kružnici opsané libovolným poloměrem z vrcholu úhlu, měřenou poloměrem uvažované kružnice [123].

Velikost úhlu v obloukové míře se tedy vypočte podle

$$\alpha = \frac{a}{r} \quad (\text{rad; m, m}). \quad (2.2)$$

Jednotkou obloukové míry je radián (rad). Jednomu radiánu přísluší na kružnici oblouk, jehož délka se rovná poloměru této kružnice.

Pro převod mezi úhlovou a obloukovou mírou úhlů platí:

$$\alpha(\text{rad}) = \frac{2\pi r \alpha(^{\circ})}{360r} = \frac{\pi}{180} \alpha(^{\circ}) = 0,0175 \alpha(^{\circ}) \quad (\text{rad; m, m}). \quad (2.3)$$

Pro výpočet obloukového úhlu ve fotometrii pro velmi malé úhly platí zjednodušený vztah:

$$a = \frac{2\pi r}{360} \alpha \quad (\text{m; } ^{\circ}) \quad (2.4)$$

a z tohoto vztahu plyne pro výpočet úhlu  $\alpha$  ve stupních:

$$\alpha = \frac{180a}{\pi r} \quad (^{\circ}; \text{m,m}) \quad (2.5)$$

nebo v radiánech viz vztah 2.2.

Pro velké úhly je vhodnější použít ve fotometrii vztah:

$$\alpha = 2 \arctg \left( \frac{a}{r} \right) \quad (\text{rad; m, m}). \quad (2.6)$$

Tento vztah lze použít při výpočtech, kdy rozměr  $a$  je rovinný útvar (úsečka) a nejedná se o oblouk. Pokud by se jednalo o oblouk, platil by vztah pro malé úhly. V tabulce 5 je porovnání obou výpočetních metod. Metoda pro velké úhly se hodí i pro výpočet malých úhlů, ale metoda pro malé úhly dosahuje velké odchylky při výpočtech velkých úhlů.



Tabulka 5 Porovnání výpočetních metod pro malé a velké obloukové úhly

a	Metoda pro malé úhly	Metoda pro velké úhly	$\Delta$	a	Metoda pro malé úhly	Metoda pro velké úhly	$\Delta$
[m]	[rad]	[rad]	[%]	[m]	[rad]	[rad]	[%]
0,001	0,001	0,001	8,33E-06	0,7	0,7	0,673	3,96
0,01	0,01	0,010	8,33E-04	0,75	0,75	0,718	4,52
0,05	0,05	0,050	2,08E-02	0,8	0,8	0,761	5,12
0,1	0,1	0,100	8,33E-02	0,85	0,85	0,804	5,76
0,15	0,15	0,150	0,19	0,9	0,9	0,846	6,42
0,2	0,2	0,199	0,33	0,95	0,95	0,887	7,12
0,25	0,25	0,249	0,52	1	1	0,927	7,84
0,3	0,3	0,298	0,75	1,05	1,05	0,967	8,60
0,35	0,35	0,346	1,01	1,1	1,1	1,006	9,38
0,4	0,4	0,395	1,32	1,15	1,15	1,044	10,19
0,45	0,45	0,443	1,67	1,2	1,2	1,081	11,02
0,5	0,5	0,490	2,05	1,25	1,25	1,117	11,89
0,55	0,55	0,537	2,47	1,3	1,3	1,153	12,77
0,6	0,6	0,583	2,93	1,35	1,35	1,187	13,68
0,65	0,65	0,628	3,43	1,4	1,4	1,221	14,62

Prostorový úhel se dá definovat jako spojnice středu koule se všemi body uzavřené sférické čáry, která omezuje souvislou část povrchu koule, naplňující co by povrchové přímky kuželovou, případně jehlanovou plochu, která vymezuje při svém vrcholu určitý prostorový úhel. Jedná se o výseč z prostoru vymezenou obecnou kuželovou nebo jehlanovou plochou [123].

Velikost prostorového úhlu je dána poměrem:

$$\Omega = \frac{S}{r^2} \text{ (sr; m}^2, \text{ m)}. \quad (2.7)$$

Jednotkou prostorového úhlu je jeden steradián, který vymezuje na kouli část povrchu, jehož plocha je rovna druhé mocnině poloměru této koule. Celému povrchu koule odpovídá tzv. plný prostorový úhel, který nabývá hodnotu  $4\pi$  sr. Prostorový úhel je určen vrcholem a řídicí čarou, která určuje kuželovou nebo jehlanovou plochu. Řídicí čára bývá jednoduchý rovinný pravidelný nebo nepravidelný obrazec – ve světelné technice obrys svítícího povrchu tělesa. Průmět obrazce nebo obrysu tělesa ze středu koule  $r$  na její povrch vymezuje z povrchu koule určitou část, jejíž plocha měřená poloměrem koule vyjadřuje velikost konkrétního prostorového úhlu.

Prostorový úhel vymezený rotačním kuželem se vypočte podle následujícího odvození:

$$S = 2\pi v = 2\pi r^2 (1 - \cos \alpha) \text{ (m}^2; \text{ m, rad)}, \quad (2.8)$$

kde  $v$  je výška vrchlíku v kouli vyjádřená pomocí poloměru koule a vrcholového úhlu.

Prostorový úhel se vypočte podle vztahu:

$$\Omega = \frac{S}{r^2} = 2\pi(1 - \cos \alpha) \text{ (sr; m}^2, \text{ m, rad)}, \quad (2.9)$$

kde  $(1 - \cos \alpha)$  se upraví na  $(2 \sin^2 \left(\frac{\alpha}{2}\right))$ . Poté se tato úprava dosadí zpět do vztahu a vznikne konečný vztah pro prostorový úhel vymezený rotačním kuželem:

$$\Omega = 4\pi \sin^2 \frac{\alpha}{2} \quad (\text{sr; m}^2, \text{ m, rad}). \quad (2.10)$$

Tento vztah platí jak pro malé, tak i pro velké úhly. U malých úhlů lze uvažovat o zjednodušení podobném tomu, jako při výpočtu obloukového úhlu malých rozměrů. Pro velmi malý úhel lze vztah odvodit jako:

$$\Omega = 4\pi \sin^2 \frac{\alpha}{2} = 4\pi \tan^2 \frac{\alpha}{2} = 4\pi \left(\frac{a}{2l}\right)^2 = \frac{\pi a^2}{l^2} \quad (\text{sr, rad, rad, m, m, m, m}), \quad (2.11)$$

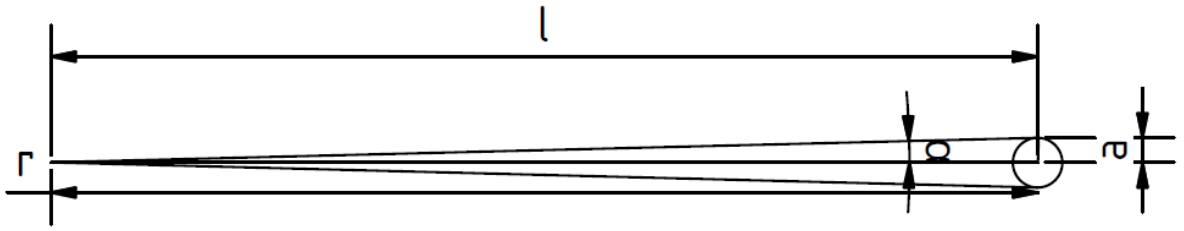
kde výraz  $(\sin^2 \alpha)$  lze nahradit pro malé úhly výrazem  $(\tan^2 \alpha)$ . Pokud je prostorový úhel vymezený rotačním kuželem s velmi malým úhlem, tak se ztotožní vrchlík s plochou základny trojúhelníku, viz obrázek 1. Díky tomu se pak vypočte pro poloviční úhel vrcholový úhel:

$$\tan \frac{\alpha}{2} = \frac{a}{l} \quad (\text{sr, rad, rad, m, m, m, m}), \quad (2.12)$$

kde  $l$  je vzdálenost mezi vrcholem a středem vrchlíku a platí  $l \approx r$  [123]. V tabulce 6 je porovnání výpočetních metod pro výpočet velkých a malých zorných úhlů s vypočteným rozdílem obou metod. Jako poloměr koule je zvolen  $r = 1$  m.

Tabulka 6 Porovnání výpočetních metod pro malé a velké prostorové úhly

a	Metoda pro malé úhly	Metoda pro velké úhly	$\Delta$	a	Metoda pro malé úhly	Metoda pro velké úhly	$\Delta$
[m]	[sr]	[sr]	[%]	[m]	[sr]	[sr]	[%]
0,001	7,85E-07	7,85E-07	0,00	0,5	0,20	0,19	4,66
0,01	7,85E-05	7,85E-05	0,00	0,55	0,24	0,22	5,64
0,05	1,96E-03	1,96E-03	0,05	0,6	0,28	0,26	6,70
0,1	7,85E-03	7,84E-03	0,19	0,65	0,33	0,31	7,86
0,15	0,018	0,018	0,42	0,7	0,38	0,35	9,10
0,2	0,031	0,031	0,75	0,75	0,44	0,40	10,43
0,25	0,05	0,05	1,17	0,8	0,50	0,45	11,85
0,3	0,07	0,07	1,68	0,85	0,57	0,50	13,36
0,35	0,10	0,09	2,29	0,9	0,64	0,55	14,95
0,4	0,13	0,12	2,99	0,95	0,71	0,61	16,64
0,45	0,16	0,15	3,78	1	0,79	0,66	18,40



Obrázek 1 Ztotožnění vrchlíku s plochou základny [123]

Kromě výše uvedených pojmů pro pojmenování úhlů se ještě používají termíny zorný průmět, zorný úhel a zorný prostorový úhel. Zorný průmět je kolmý průmět pozorovaného tělesa nebo rovinného obrazce do roviny, která je kolmá ke směru pohledu a dotýká se pozorovaného tělesa na straně u pozorovatele. Zorným úhlem se nazývá rovinný úhel, v němž pozorovatel vidí uzavřenou úsečku. Je to úhel sevřený dvěma myšlenými různoběžkami proloženými okem pozorovatele a koncovými body úseček. Zorným prostorovým úhlem se nazývá úhel vymezený kuželovou nebo jehlanovou plochou, kterou určuje viditelný obrys předmětu nebo rovinného obrazce. Vrchol této plochy je v oku pozorovatele [123].

## 3 ZRAK A VIDĚNÍ

Zrak slouží lidskému tělu k orientaci v prostředí tím, že analyzuje světelné podněty. Jeho funkci je možno rozložit na základní složky:

- vytvoření obrazu pozorovaného předmětu na sítnici – pro tento účel slouží světločivný aparát
- základní analýza a syntéza obrazu na sítnici, které znamenají aktivaci světločivných receptorů fotony a převod vzruchů synapsemi v sítnici do očního nervu
- převod vzruchů nervy do podkorových a korových oblastí mozku a vznik zrakového vjemu a zrakových reflexů, které umožňují pohyby očí, zaostřování, adaptaci sítnice a jiné funkce oka.

### 3.1 Anatomie oka

Konstrukce celého zrakového orgánu se skládá z několika částí – očí, očních nervů, korových a podkorových oblastí mozku. Oko člověka je párový orgán, má kulovitý tvar a je uloženo v kostěné prohlubni lebky nazývané se očnice. Očnice je tvořena částmi obličejového skeletu tvořeného kostmi lebeční spodiny. Objem očníce je asi 25 - 30 ml. Očnice je vystlána vazivem. Vchod do očníce je chráněn párem víček. Oko je opatřeno třemi páry očních svalů. Oko je chráněno slzními, potními a mazovými žlázami a spojivkovým vakem [64].

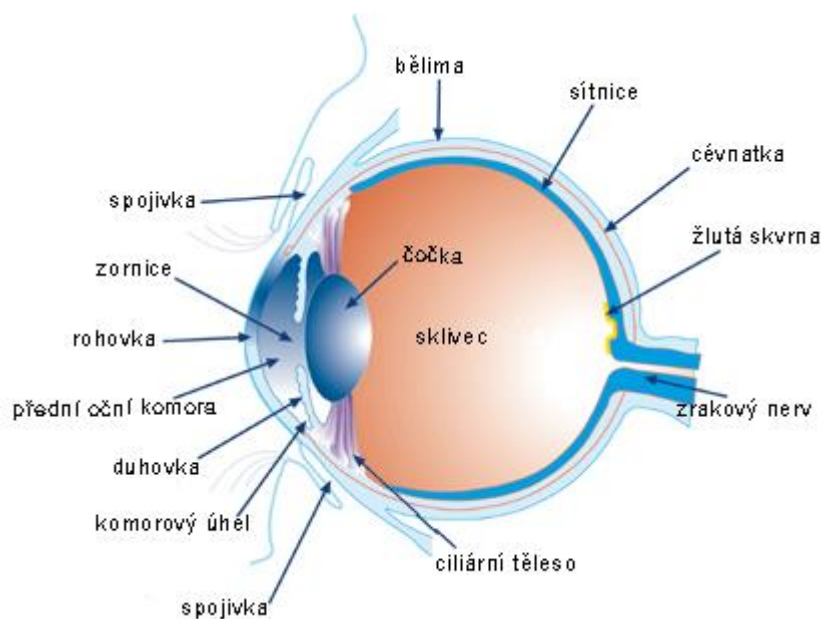
Oční koule (*bulbus oculi*) má zhruba kulovitý tvar a předozadní rozměr okolo 24 mm, viz Obrázek 2. Oko se skládá ze tří vrstev: zevní vrstva – externa (*tunica fibrosa*), střední vrstva – media (*tunica vasculosa*) a vnitřní vrstva – interna (*tunica nervosa*). Dále se oko skládá z optického a senzorického aparátu [64][129].

Zevní vrstva se skládá z bělimy a rohovky. Bělíma (*sclera*) slouží jako pevný obal oka a zaujímá 5/6 zadní části oka. Je tvořena hustým kolagenním vazivem, neobsahuje cévy a má mléčně bílou barvu. Bělíma má v zadní části oka otvory pro výstupy zrakových nervů. Rohovka (*cornea*) zaujímá zbylou 1/6 vnějšího oka. Je bezcévnatá, průhledná a transparentní. Průměr má 10 až 12 mm a tloušťku okolo 1 mm. Jedná se o nejcitlivější tkáň lidského těla. Je složena z pěti vrstev – rohovkového epitelu, Bowmanovy membrány, rohovkového stroma, Descementské membrány a endotelu. Rohovka je vyživována ze spojivkových a duhovkových cév a komorové tekutiny [129]. Na přední straně oční koule je připojena k bělimě spojivka (*tunica conjunctiva*), což je sliznice zadní plochy víček, která z nich přechází hlubokými záhyby v úrovni kořene víček na přední povrch bělimy jako dlaždicový epitel. Vazivo končí na okraji rohovky a povrchový epitel pak přechází v povrchový epitel rohovky [18].

Střední část oka se skládá z duhovky, řasnatého tělíska, cévnatky a zornice. Duhovka (*iris*), která je tvořena cirkulární ploténkou s otvorem v centru – zornicí (*pupilla*), rozděljuje oko na přední a zadní oční komoru. Přední plocha je kryta endotelovými buňkami. V hlubších vrstvách duhovky jsou dva svaly, zadní plocha je kryta černou pigmentovou vrstvou, která již patří sítnici. Cévnatka (*chloroidea*) tvoří 2/3 střední části oka. Jak už z jejího názvu vyplývá, obsahuje velké množství cév a pigmentových buněk, má hnědočernou barvu a postupně přechází v řasnaté těleso (*corpus ciliare*), které má v řezu trojúhelníkový tvar. Z povrchu řasnatého tělesa vystupují vlákna pro závěsný aparát čočky. Uvnitř tělesa je hladký sval, který se podílí na akomodaci oka [64][129].

Nejdůležitější částí oka je sítnice (*retina*). Je to průsvitná blána pravidelné struktury, která se skládá z několika vrstev. První vrstvou je Bruchova membrána, další vrstvou je vrstva epitelu,

kteřá má optickou a clonící funkci. Buňky tohoto epitelu mají výběžky, které jsou vysílány mezi světločivné buňky (tyčinky a čípky), které tvoří první neurony zrakové dráhy. Tyto neurony přeměňují ve své světločivné části světelné podněty na nervové vzruchy. Jejich vnější segmenty tvoří třetí vrstvu sítnice. Pátou vrstvou je vnější jaderná vrstva, která je tvořena jádry buněčných těl fotoreceptorů. Na tuto vrstvu navazuje vnější plexiformní vrstva, která obsahuje spletenec buněčných spojení a výběžků. Zde jsou již navázány první synaptické spoje mezi fotoreceptory, bipolárními a horizontálními buňkami. Na této úrovni probíhají první složité operace zpracování zrakových informací. Jednotlivé receptory mezi sebou komunikují, dále komunikují s bipolárními buňkami a horizontálními buňkami. Těla bipolárních buněk pak tvoří sedmou vrstvu sítnice. V osmé vrstvě, tzv. plexiformní vrstvě, jsou synaptická spojení mezi amakrinními a gangliovými buňkami. Těla gangliových buněk se nachází v deváté vrstvě a gangliové buňky se nazývají primární zrakový neuron, neboť zde vzniká akční potenciál, který je veden výběžkem této buňky až do podkorových struktur talamu. Tyto výběžky (axony) se sbíhají do jednoho bodu – papily zrakového nervu a po jejím průchodu tvoří zrakový nerv (*nervus opticus*). V místě vyústění nejsou světločivné buňky a toto místo se na sítnici nazývá slepá skvrna. V zadní části oka se nachází žlutá skvrna (*macula lutea*), jejíž velikost je asi 2 až 3 mm. Ve středu žluté skvrny je prohlubenina, tzv. *fovea* a v tomto místě je sítnice velmi tenká, nachází se zde pouze čípky [18][44][64][129].



Obrázek 2 Anatomie oční koule [67]

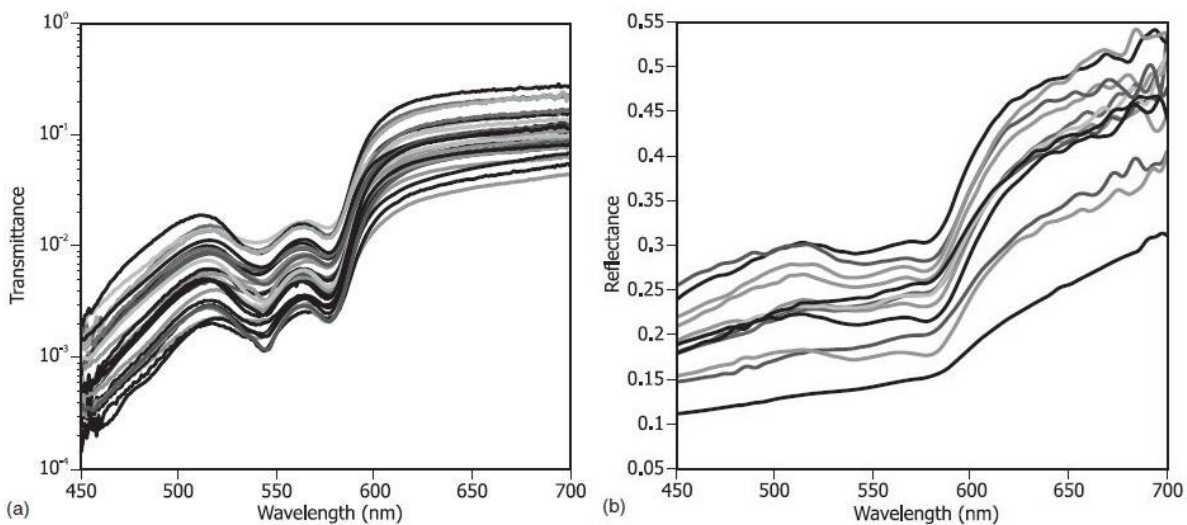
Zrakový nerv vychází z oka pod úhlem okolo  $18^\circ$  směrem k nosu. Pravý a levý nerv prochází po výstupu z očí do *chiasma opticum*, kde jsou částečně nervová vlákna křížena. Zkříženě zde probíhá 62 % vláken a 38 % vláken probíhá nezkříženě. Vlákna z gangliových buněk vedou převážně (80 %) do primárního zrakového centra v *thalamu*. Zbytek vláken končí v jiných částech mozku. U savců byla také popsána vlákna, která vedou do *hypothalamu*, tzv. supraschiasmatických jader, která spojují sítnici s endokrinním systémem. Hypothalamus řídí žlázy s vnitřní sekrecí a také vegetativní systém. Světlo tak může ovlivňovat systém žláz s vnitřní sekrecí. Tímto spojením je uskutečněn vliv světla na vnitřní biologické rytmy organismu. Nejvíce ovlivňuje jednodenní rytmy – cirkadiánní, kdy střídání světla a tmy nastavuje cirkadiánní vnitřní rytmy fyziologických pochodů na přesnou 24 hodinovou periodu [44][64][129].

V nitroočním prostoru se dá oko rozdělit na přední a zadní komoru. Přední komora, která je vyplněna komorovou vodou, je prostor mezi rohovkou a duhovkou. Zadní komora se nachází

u zadní plochy duhovky a řasnatého tělesa a přední plochy sklivce. Čočka (*lens*) je bikonvexní, průhledné, avaskulární tělísko. Její dioptrická mohutnost je mezi 10 až 17 D. U dospělého člověka má průměr 9 až 10 mm, její tloušťka je 3,7 mm. Při akomodaci se tloušťka mění a má hodnotu 4,4 mm. Čočka společně s rohovkou láme světlo tak, aby dopadalo na sítnici. Světlo dopadající na sítnici prochází sklivcem (*corpus vitreum*). Jedná se o jemné kolagenní fibrily, které jsou u povrchu hustší. Z velké části obsahuje vodu, v malém množství NaCl, bílkoviny a kyselinu hyaluronovou. Sklivce udržuje oční tlak [18] [47][64][129].

Okolo oka se nachází ještě přídatné orgány – víčka, spojivky, slzné ústrojí a okohybné svaly. Spojivka (*tunica conjunctiva*) je volně pohyblivá slizniční blána. Má za úkol mechanickou a imunitní ochranu oka. Víčka (*palpebrae*) chrání oko před mechanickým poškozením, prachem a nadměrným jasnem. Pomáhají také oko zvlhčovat a odstraňovat z něho nečistoty [64][129]. Jedno krátké mrknutí oka trvá okolo 0,2 s a dlouhé mrknutí okolo 0,6 s [50].

V roce 2011 provedl A. Bierman se svým týmem výzkum [10] týkající se spektrální propustnosti očních víček. Pro test bylo zvoleno 27 dobrovolníků europoidního typu. Pod víčko dobrovolníků byla vložena miniaturní LED s příkonem 35 mW, která víčko prosvěcovala. Z vnější strany víčka bylo přiloženo optické vlákno, které vedlo záření do spektrometru, jenž vyhodnocoval spektrální průběhy záření procházející skrz víčko. Při měření se vyhodnocovalo pouze záření v rozmezí vlnových délek 450 až 650 nm. Z grafických průběhů na obrázku 3 je vidět, že záření o nízkých vlnových délkách okolo 450 nm (modrá oblast spektra) je pohlcováno víčky a je propouštěno skrz víčka pouze minimálně. Pro záření o vyšších vlnových délkách okolo 700 nm (červená oblast spektra) je poměrně dobře odraženo a částečně i propouštěno skrz víčka.

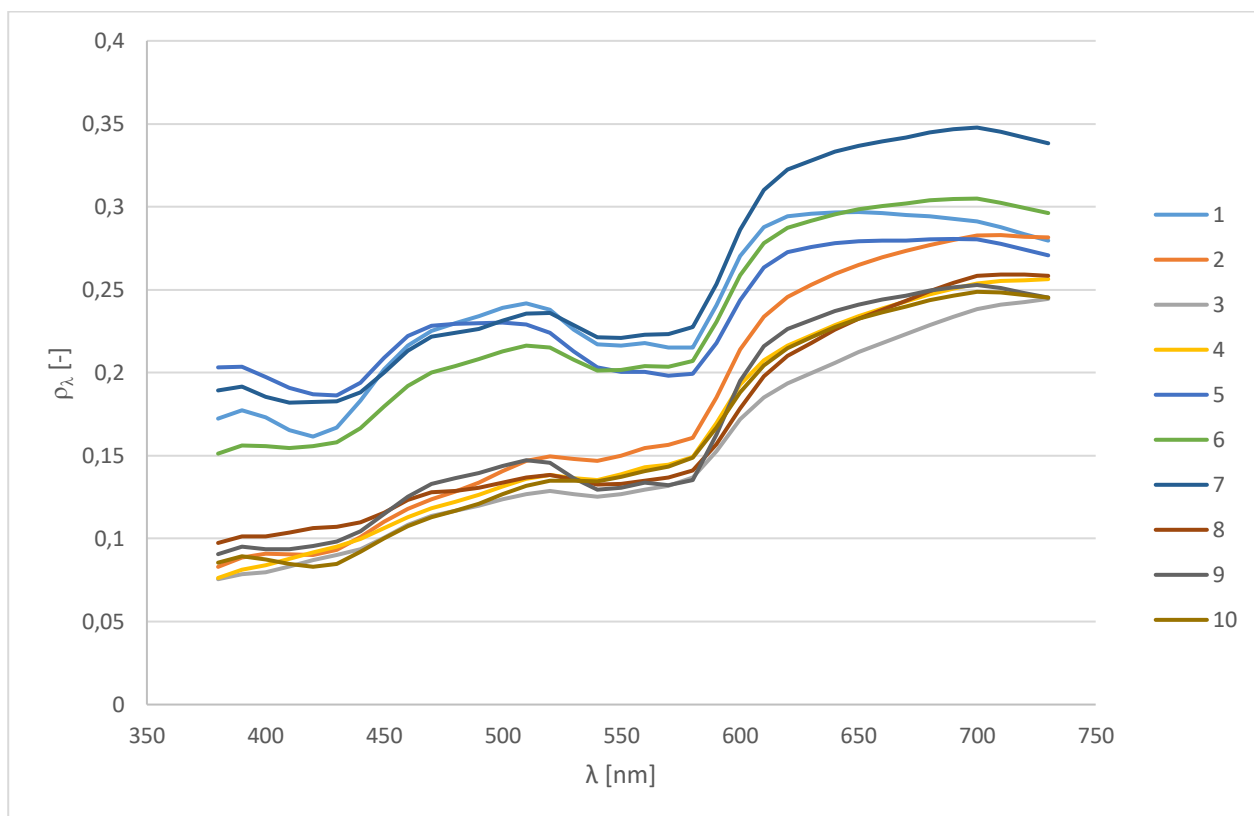


Obrázek 3 Grafické průběhy spektrální propustnosti (a) a odraznosti (b) víček 27 dobrovolníků [10]

Jelikož se jedná o jedinou studii, která se zabývá spektrální odrazností a propustností víček, je tedy otázkou, zda jsou uvedené hodnoty naměřené správně. Pro spektrální propustnost víčka je rozptyl hodnot skoro jeden řád, což může vést k pochybám o správnosti tohoto měření. Na druhou stranu všechny naměřené spektrální propustnosti mají velmi podobný průběh. Spektrální odraznosti víček mají také velmi podobný průběh a rozptyl naměřený hodnot je nižší.

V rámci disertační práce byl vytvořen experiment pro ověření dat publikovaných v tomto článku a to konkrétně spektrální odraznosti víček. Pro měření bylo využito 10 dobrovolníků. 8 dobrovolníků bylo europoidního typu a 2 dobrovolníci byli původem z jižní Asie. Měření bylo

realizováno pomocí měřicí sondy X-Rite i1Pro, která je určena pro barevné kalibrace monitorů a lze s ní měřit i spektrální činitel odrazu v rozmezí vlnových délek od 380 nm do 730 nm s krokem měření 10 nm. Jako zdroj optického záření byly využity integrované LED, které se nacházely na těle sondy. Měření bylo provedeno i s pomocí zdroje UV záření, které by mohlo způsobit případnou fluorescenci. Pro fixaci měřicí sondy u očního víčka byl využit držák. Měření probíhalo tak, že dobrovolníci před měřením zavřeli víčko a na jejich víčko byl položen držák se sondou. Víčko nesmělo být během měření zvrásněné a deformované, protože pak by naměřené hodnoty byly irelevantní.



Obrázek 4 Spektrální činitel rozptylové odraznosti víček dobrovolníků

Na obrázku 4 jsou znázorněny naměřené spektrální činitele rozptylové odraznosti víček dobrovolníků. Dobrovolníci 3 a 4 jsou původem z jižní Asie, ostatní dobrovolníci jsou Evropané. Z grafického průběhu je patrné, že dobrovolníci se podle naměřených dat rozdělili do dvou skupin. Část dobrovolníků (dobrovolníci 1, 5, 6 a 7) měla v modré a zelené oblasti (od 400 do 550 nm) spektra vyšší spektrální odraznost víčka než druhá část dobrovolníků (2, 3, 4, 8, 9, 10). Ve druhé skupině se nacházeli jak dobrovolníci z jižní Asie, tak i Evropané. U Evropanů mohl být tento jev způsobený opálením víček od slunce, protože experiment probíhal v letních měsících a někteří dobrovolníci pobývali před experimentem na dovolených. Na rozptyl naměřených hodnot měl vliv i tlak, kterým si dobrovolníci přiložili měřicí sondu k oku.

Pokud se porovnájí grafické průběhy získané tímto měřením a měřením Biermana a kol., tak lze říct, že jejich tvar je podobný. V čem se ale průběhy liší, jsou hodnoty pro červenou oblast spektrální odraznosti. Pro měření v rámci disertační práce byl využit přístroj, který je kalibrován pro měření spektrálních odrazností v celé viditelné oblasti a poskytuje dostatečný světelný signál pro jejich změření. Bierman a kol. pro svou studii využili jednočipovou bílou LED, která měla malý světelný tok. Jelikož LED mají ve svém spektru velmi malou část záření v oblasti okolo 700 nm, je proto možné, že hodnoty, které Bierman a kol. naměřili ve své studii pro vlnové

délky v červené oblasti spektra okolo 700 nm, mohou být zatíženy velkou nejistotou. Z grafického průběhu zmíněné studie je vidět zvlnění, které nastává u naměřených hodnot vlivem šumu detektoru spektrometru z důvodu nízkého signálu.

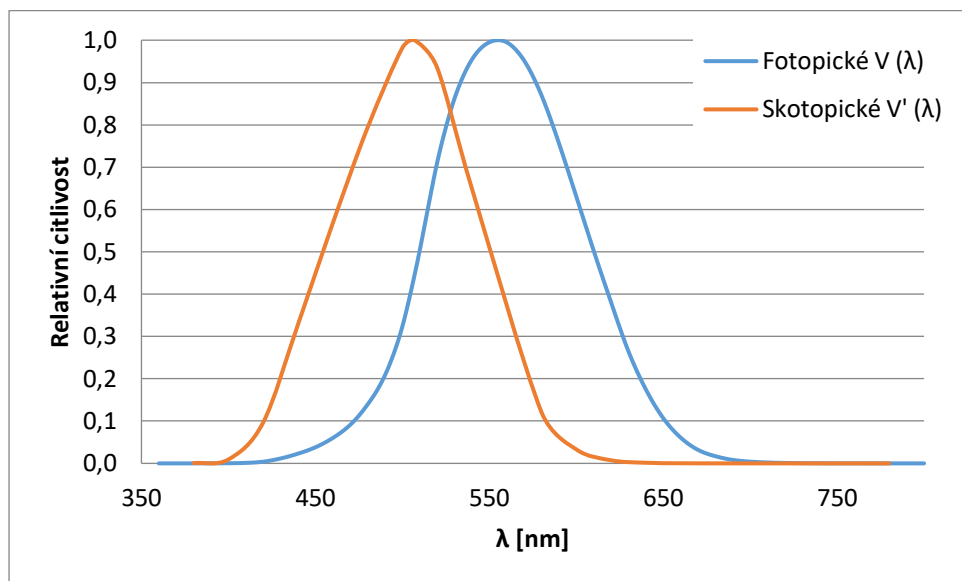
## 3.2 Fyziologie oka

V oku probíhá velké množství fyziologických procesů. K tomu, aby oko mohlo zprostředkovávat vidění, musí mít odpovídající citlivost na kontrast a na spektrum světla. Musí se adaptovat a akomodovat a v závislosti na intenzitě světla musí mít zornice vhodnou reakci. V souvislosti se zpracováním zrakového obrazu na sítnici se rozlišují dva typy vidění – centrální a periferní. Centrální vidění je vedeno žlutou skvrnou, *foveou centralis*, která je reflexně zacílena na fixační bod v prostoru. Centrální vidění má vysokou rozlišovací schopnost kontrastu a barvy. Periferní vidění je realizováno převážně tyčinkami, vnímá prostor okolo fixačního bodu. Při periferním vidění klesá rozlišovací schopnost kontrastu. Díky perifernímu vidění se může pozorovatel orientovat v prostoru a vnímat pohyb.

### 3.2.1 Spektrální citlivost a propustnost oka

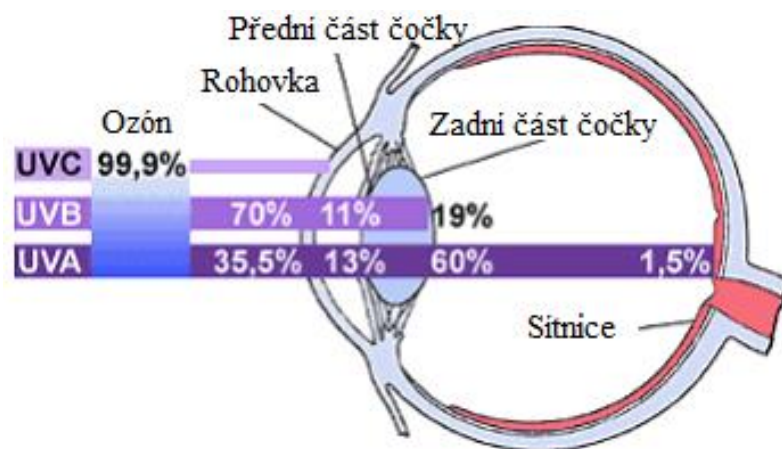
Fotoreceptory oka mají schopnost rozeznávat vlnové délky od 380 nm do 780 nm. Oko nemá stejnou citlivost pro záření na všech vlnových délkách v tomto intervalu. Tato citlivost není pro všechny lidi stejná, mění se s věkem nebo zdravotním stavem. Největší citlivost oko vykazuje při optimálním osvětlení pro vlnovou délku 555 nm, která odpovídá zelené barvě světla. Relativní citlivost na pro fotopické vidění popisuje křivka  $V(\lambda)$ , znázorněná na obrázku 5, která je stanovena pro jasy větší než  $30 \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$ . Pro výpočty v této práci je použita křivka  $V(\lambda)$ , která byla definována v roce 1978 Vosem. Tato funkce je korekcí Juddovy funkce z roku 1951. Judd v roce 1951 revidoval funkci  $V(\lambda)$  z roku 1931. První křivka  $V(\lambda)$  byla stanovena v roce 1924. V současné době sice existuje novější funkce  $V(\lambda)$  označovaná jako CIE 2006, která má asi nejpřesněji definované citlivosti lidského oka na světlo, ale pro tuto disertační práci není vhodná, protože je definovaná až od vlnové délky 390 nm. Předchozí funkce  $V(\lambda)$  jsou definované od 360 nm. Pro skotopické vidění byla největší citlivost zjištěna pro vlnovou délku 513 nm a je znázorněna na obrázku 5. Tato citlivost je stanovena pro jasy menší než  $0,003 \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$ . Citlivost na záření konkrétní vlnové délky je udávána v poměrných jednotkách k maximální hodnotě citlivosti. Nelze přesně stanovit přesné meze viditelného záření, protože každé oko je jinak citlivé na konkrétní vlnové délky. Zrakový systém je schopný rozeznávat až 160 barevných tónů, pokud je jas dostatečně vysoký (mezi  $15$  až  $3000 \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$ ). Při vysokých jasech schopnost rozeznávat barvy klesá. Stejně pravidlo platí i pro velmi nízký jas. Při skotopickém vidění není oko schopné rozeznávat barvy [44][64][123].



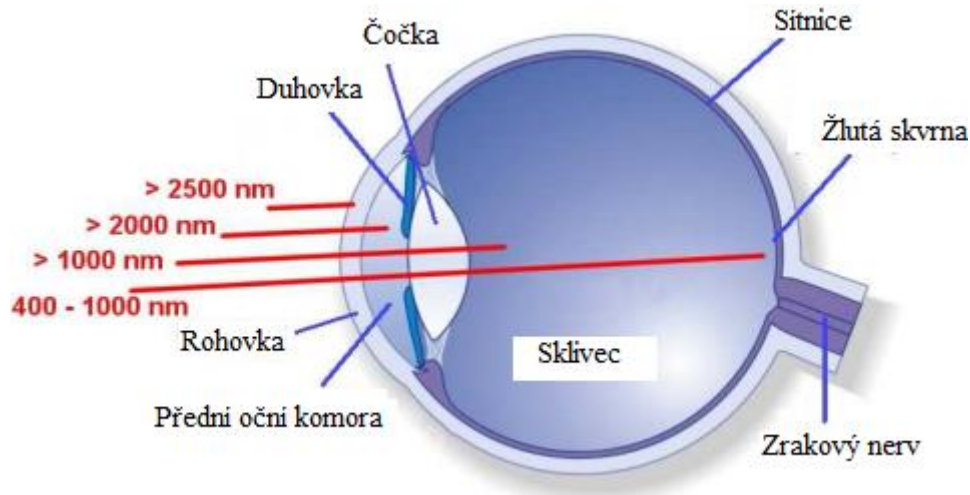


Obrázek 5 Relativní citlivosti lidského oka pro fotopické a skotopické vidění [20]

Obrázky 6 a 7 znázorňují propustnost oka pro různé vlnové délky. Při ozáření UV zářením zůstane velké množství tohoto záření absorbováno v přední části oka, kde způsobuje fotochemické reakce v tkáni. Jen minimální část prochází okem a zlomek záření dopadne až na sítnici. Viditelné záření prochází okem s malým útlumem oproti UV a IR záření a dopadá až na sítnici. IR záření nad 1000 nm okem neprochází a zůstává absorbováno v přední části oka, kterou ohřívá.

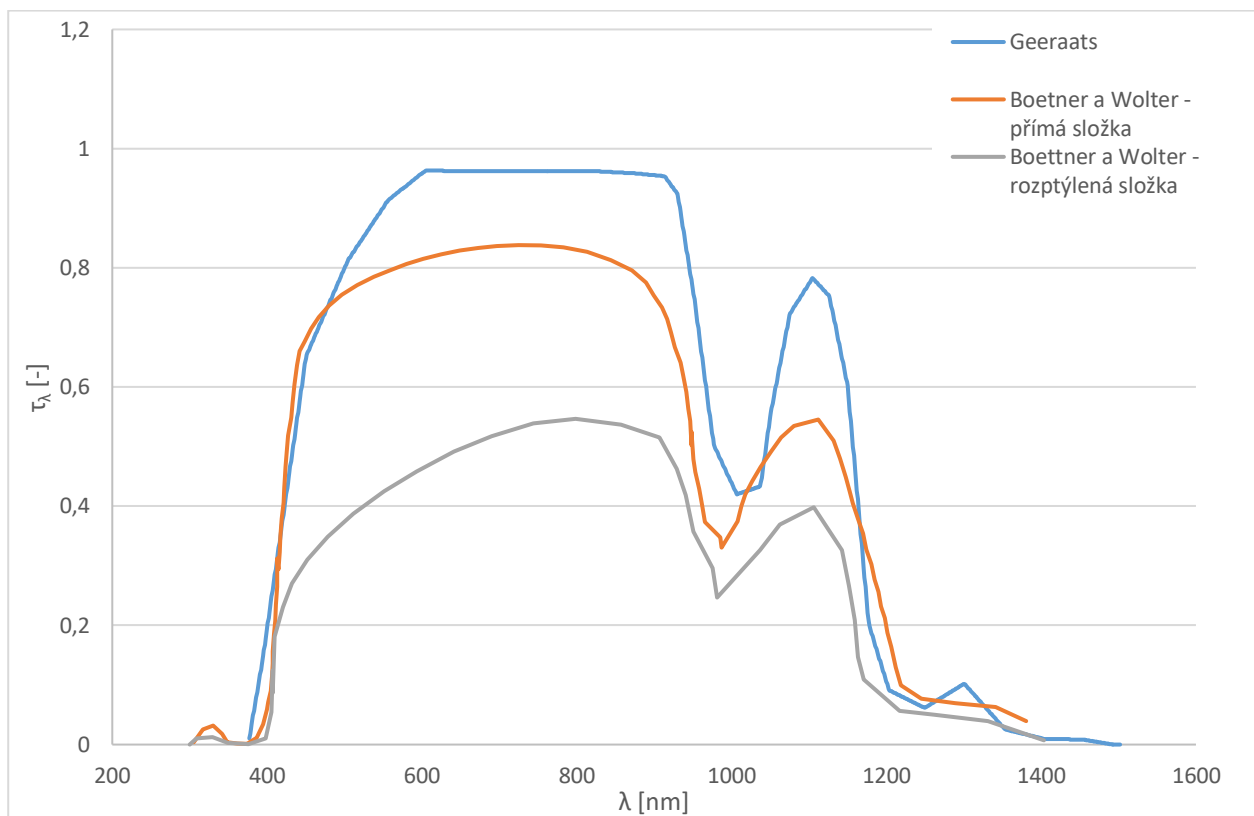


Obrázek 6 Propustnost oka pro ultrafialové záření [65]



Obrázek 7 Propustnost oka pro viditelné a infračervené záření [65]

Pro zjištění spektrální propustnosti oka byla v minulosti provedena řada studií. Některé studie byly prováděny na zvířecích očích, jiné na očích lidských, jako například studie Geeraetse a Berryho z roku 1968. Geeraets a Berry [42] použili pro svou studii 28 lidských očí, 56 králičích a 14 očí opičích. Mezi lidskýma očima byly oči od dárců z věkového rozmezí 23 až 78 let. Geeraets ve své studii porovnal spektrální propustnosti zvířecích a lidských očí, ale nezabýval se změnou propustnosti lidského oka v závislosti na stáří zkoumaných očí. Spektrální propustnost lidského oka je totiž ovlivněna věkem osoby, protože některé části oka s rostoucím věkem ztrácí své optické vlastnosti. Další studií, která se zabývala spektrální propustností lidského oka, byla studie Boettnera a Woltera [11] z roku 1962, která použila celkem 9 očí od dárců. Věk dárců byl od 4 týdnů do 75 let. Boettner a Wolter také změřili, jak se spektrální propustnost oka změní v závislosti na úhlu rozptylu paprsků procházejících skrz oko. Pro své měření použili clony, které vymezily vstupní paprsky na  $1^\circ$  (přímá složka) a  $170^\circ$  (rozptýlená složka). Na obrázku 8 se nachází spektrální propustnosti lidského oka zjištěné z výzkumů Geeraetse a Boettnera a Woltera. Z obrázku je patrné, že se spektrální propustnosti mírně liší. Geeraets při svém výzkumu měřil propustnost celého oka, zatímco Boettner a Wolter změřili spektrální propustnosti jednotlivých částí oka, jako jsou rohovka, čočka a sklívec a z jejich propustností pak vypočetli celkovou propustnost lidského oka.



Obrázek 8 Spektrální propustnosti oka [11][42]

Uvedené studie a mnohé další se staly základem pro výpočtové stanovení spektrální propustnosti lidského oka. Toto výpočtové stanovení se nachází v normě CIE 203:2012 s názvem „Počítačový přístup k přenosovým a absorpčním charakteristikám lidského oka“ [17]. Součástí normy je vztah pro výpočet spektrální světelné hustoty oka v závislosti na věku:

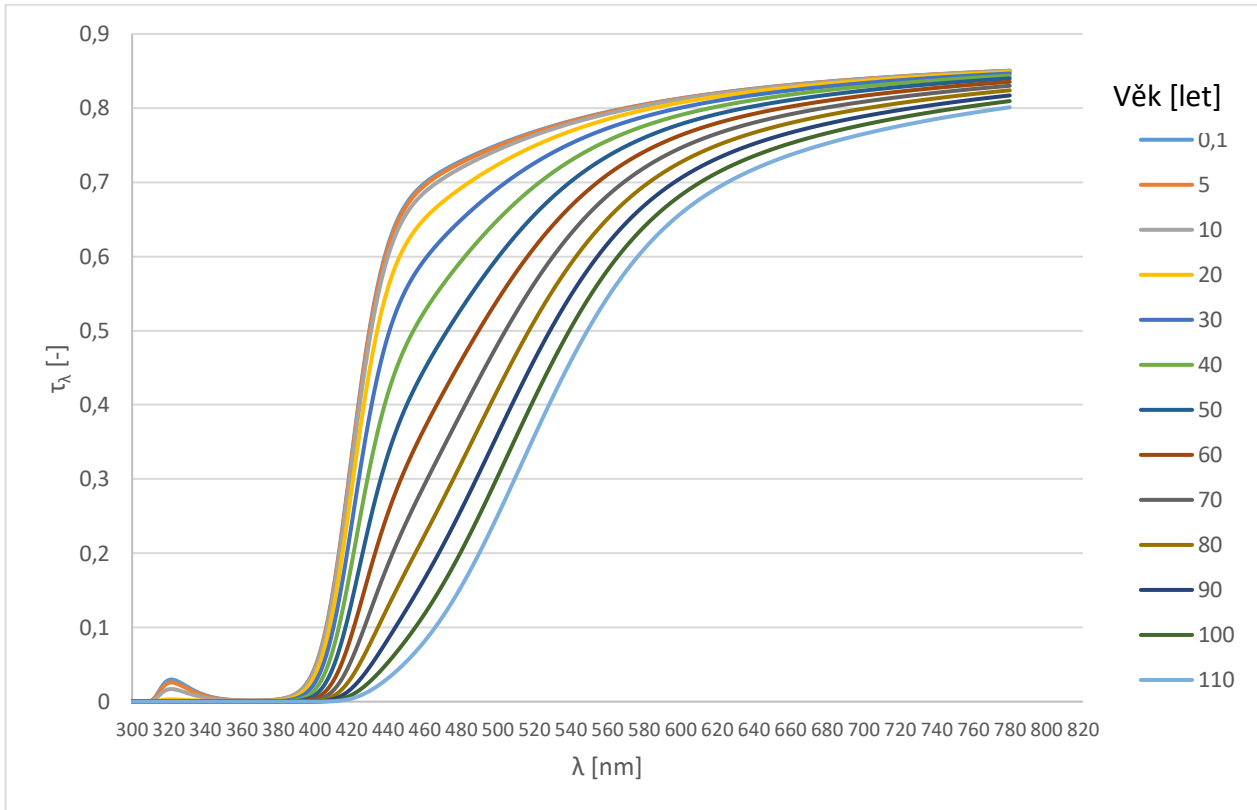
$$\begin{aligned}
 D_{\tau}(\lambda) = & (0,15 + 0,000031 \cdot a^2) \cdot (400 / \lambda)^4 \\
 & + 14,19 \cdot 10,68 \cdot \exp\left(-\left\{[0,057 \cdot (\lambda - 273)]^2\right\}\right) \\
 & + (1,05 + 0,000063 \cdot a^2) \cdot 2,13 \cdot \exp\left(-\left\{[0,029 \cdot (\lambda - 370)]^2\right\}\right) \\
 & + (0,059 + 0,000186 \cdot a^2) \cdot 11,95 \cdot \exp\left(-\left\{[0,021 \cdot (\lambda - 325)]^2\right\}\right) \\
 & + (0,016 + 0,000132 \cdot a^2) \cdot 1,43 \cdot \exp\left(-\left\{[0,008 \cdot (\lambda - 325)]^2\right\}\right) + 0,06
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

(-, rok, m, m, rok, m, rok, m)

Spektrální světelná hustota se na hodnoty spektrální propustnosti vypočte podle:

$$\tau(\lambda) = 10^{-D_{\tau}(\lambda)} \quad (-; -) \tag{3.2}$$

Tyto vztahy vychází z výzkumů Kraatse a Norrena [63], které specifikovaly závislost optické propustnosti na věku. Na obrázku 9 se nachází vypočtené hodnoty spektrální propustnosti lidského oka v závislosti na věku pomocí předchozích vztahů. Z obrázku je patrné, že lidské oko v dětském věku propouští velké množství modrého světla, které dopadá na sítnici. Ve vyšším věku množství modrého světla, které dopadá na sítnici, ubývá. V UV oblasti okolo 320 nm je dětské oko částečně propustné. Tato propustnost s vyšším věkem klesá, ve věku okolo 20 let vymizí.

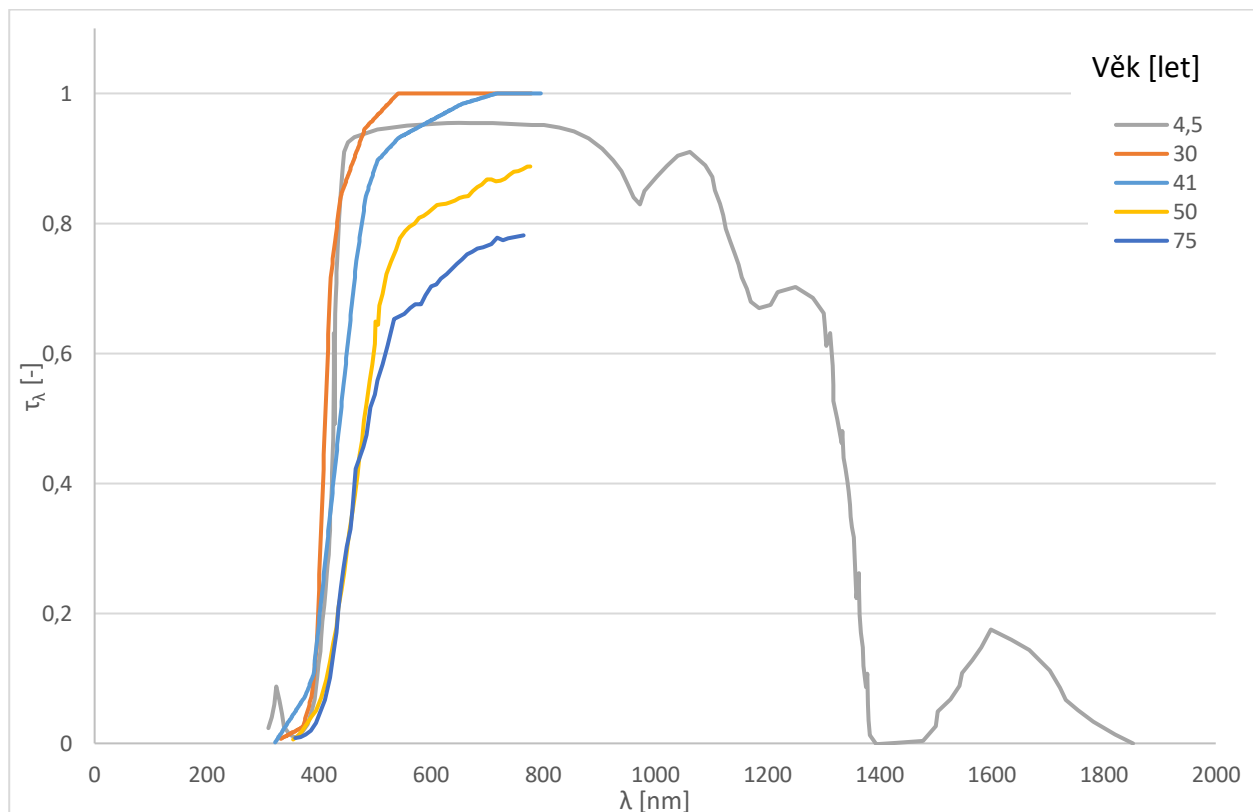


Obrázek 9 Vypočtená závislost změny spektrální propustnosti lidského oka na věku člověka

Tkáň rohovky dokáže absorbovat UV záření v závislosti na jeho vlnové délce. V UV-C části spektra (200-280 nm) rohovka absorbuje veškeré záření. Menší absorpce záření je v intervalu vlnových délek odpovídajících UV-B (280-320 nm) a UV-A (320-400 nm). Odhaduje se, že 2 až 17 % dopadajícího UV-B je absorbováno na povrchu rohovky, z čehož 40 až 70 % absorbuje rohovková tkáň. Přibližně 3 až 8% UV-B prochází rohovkou do vnitřní struktury oka, v případě UV-A záření se skrz povrch rohovky přenáší 40 až 60 % záření na přední povrch čočky [79].

Na změnu spektrální propustnosti oka má velký vliv čočka, která se s věkem mění. Jak již bylo zmíněno, oko v dětském a mladistvém věku propouští malé množství UV záření až na sítnici. Jak se čočka během života mění, tak kolem 20. roku již nepropouští skoro žádné UV záření na sítnici [4][39][101]. V pozdějším věku se v čočce vytváří tzv. stařecký šedý zákal (stařecká katarakta), která snižuje množství světla, které čočkou prochází a dopadá na sítnici [11]. Tato změna je patrná zejména v modré oblasti spektra. Lidem postiženým stařeckou kataraktou nebo i kataraktami jiného typu je možné transplantovat oční čočku. Transplantát musí mít stejné nebo obdobné spektrální vlastnosti jako čočka zdravá [4][5][59]. V transplantované čočce mohou být i optické filtry, které mění spektrální vlastnosti transplantované čočky. Mohou například snižovat propustnost modré složky a zabraňovat tak degeneraci makuly a sítnice. Optické filtry musí být zároveň schopné dostatečně propouštět modrou složku, protože by mohlo dojít k narušení cirkadiálních rytmů z důvodu malé intenzity ozáření v oblasti modrého spektra, které je důležité pro správnou synchronizaci biorytmů lidského těla [101]. Na obrázku 10 jsou znázorněny charakteristiky spektrálních propustností lidských čoček. Hodnoty uvedené v tomto grafu jsou příkladem změny propustnosti v závislosti na věku. Spektrální propustnost čočky se může měnit v závislosti na míře poškození vlivem prostředí, ve kterém se zkoumaná osoba nacházela. Na zakalení čočky a snížení její optické propustnosti mohou mít vliv medikamenty užívané osobou,

pracovní prostředí nebo dědičné predispozice. Hodnoty, které jsou uvedené na grafickém znázornění, pocházejí z různých zdrojů, které byly zjištěny různými metodami hodnocení a měření.



Obrázek 10 Spektrální propustnosti lidské čočky v závislosti na věku dárců pro věk 4,5 roků [11], 30 let [4], 41 let [126], 50 a 75 let [4]

### 3.2.2 Citlivost na kontrast a adaptace

Kontrast je rozdíl dvou jasů. Díky kontrastům je člověk schopen rozlišit dva objekty od sebe. Kontrast dvou porovnávaných jasů lze popsat vztahem:

$$K = \frac{L_2 - L_1}{L_1} \quad (-; \text{cd.m}^{-2}, \text{cd.m}^{-2}) \quad (3.3)$$

Pokud je  $L_1 < L_2$ , jedná se o kontrast pozitivní – světlý bod na tmavém poli, pokud je  $L_1 > L_2$ , tak se jedná o kontrast negativní – tmavý bod na světlém poli. Nejmenší kontrast, jaký je oko schopné rozeznat, je okolo 0,018. Velikost kontrastu závisí na osvětlenosti srovnávaných ploch a také na jejich odraznosti. Mezní kontrast je nejmenší kontrast, jaký lze za konkrétních podmínek rozeznat. Převrácenou hodnotu k meznímu kontrastu tvoří kontrastní citlivost. S přibývajícím adaptačním jasem kontrastní citlivost rychle vzrůstá na hodnotu okolo 60  $\text{cd.m}^{-2}$ . Kontrastní citlivost je největší při jasu 60  $\text{cd.m}^{-2}$  až 3000  $\text{cd.m}^{-2}$ . Je to dáno tím, že se jedná o jasy denního prostředí. Při jasech vyšších než 3000  $\text{cd.m}^{-2}$  vlivem oslnění kontrastní citlivost prudce klesá [44][123].

Adaptace je schopnost oka přizpůsobit se převládajícím světelným podmínkám, a tím zajistit optimální funkci zrakového systému. Vizualní systém je schopný zpracovávat jasy v rozsahu od  $10^{-6} \text{cd.m}^{-2}$  do  $10^6 \text{cd.m}^{-2}$ . Nedokáže je ale zpracovat všechny najednou. Oko se rychleji adaptuje, pokud přechází z tmy do světla. Pokud ale přechází ze světla do tmy, adaptace probíhá pomaleji. Základem adaptace oka na světlo a tmu je fotochemický děj. Fotopigmenty čípků se nazývají

jodopsiny (fotopsiny) a ftopigment tyčinek se nazývá rhodopsin. Každý čípek obsahuje jeden typ ftopigmentu pro vnímání určité vlnové délky, a to modrý, zelený a červený. Nejdůležitějším dějem oční adaptace je syntéza opsinu rozloženého po absorpci fotonu. Rychlost jeho rozkladu je úměrná intenzitě světla a závisí také na spektru dopadajícího záření [64][123].

Adaptace na tmu probíhá rychleji na čípcích. V další fázi probíhá na tyčinkách, kde probíhá pomaleji. Adaptaci jednoho oka ovlivňuje citlivost druhého oka, které nemusí být vystaveno stejnému adaptačnímu prostředí jako první oko. K úplné adaptaci na tmu dochází až za 60 minut. Přístroje na měření adaptace se nazývají adaptometry nebo nyktometry. Adaptace oka probíhá v několika fázích. Rozšířením zornice se dosáhne ve velmi krátké době (0,1 až 0,4 s) až 16 násobné osvětlenosti sítnice. Reakcí čípků se zvětší citlivost sítnice v přímé oblasti asi 50krát během 2 až 3 minut. Reakcí tyčinek se zvětší citlivost periferní části sítnice asi 100krát během 50 minut [64].

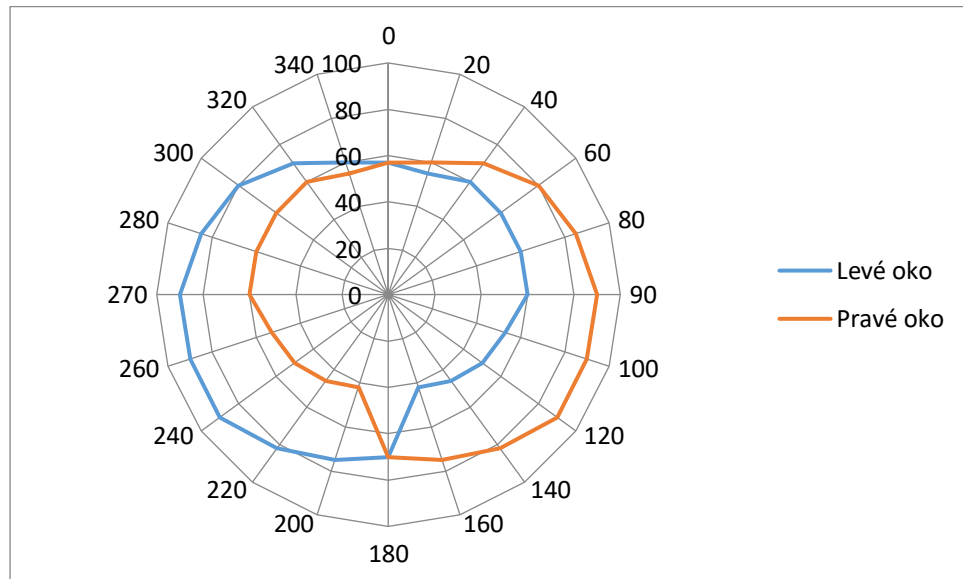
### 3.2.3 Akomodace a zraková ostrost

Akomodace je činnost oka, při které se oko přizpůsobuje vzdálenosti pozorovaného předmětu tak, aby dosáhlo co největší ostrosti. Čočka v oku se při akomodaci zplošťuje, čímž mění ohniskovou vzdálenost tak, že vždy na sítnici promítá ostrý obraz, nehledě na vzdálenost pozorovaného předmětu. Je to stav, kdy osy obou očí směřují na pozorovaný předmět a promítají jej na žlutou skvrnu nebo do její blízkosti [64]. Akomodace probíhá v oku k zaostření rozostřeného obrazu nebo ke změně zaostření z jednoho bodu pohledu na jiný bod v jiné vzdálenosti než první bod. Pokud je nízká intenzita okolní osvětlenosti, klesá i schopnost akomodace.

Zraková ostrost je nejlepší v místě žluté skvrny. Vyšetření zrakové ostrosti se provádí pomocí optotypů a je standartním vyšetřením u očního lékaře. Vyšetření může probíhat pomocí optotypů pro vidění na dálku (čtení písmen nebo číslic, Landtolovy prstence) nebo pro vidění na blízko (Jägerovy tabulky). Pokud je intenzita osvětlenosti okolo 10 lx, zraková ostrost je asi 10krát nižší oproti dennímu světlu. Je také velmi závislá na adaptačním stavu oka. Pokud je oko oslněno, tak se snižuje. Zraková ostrost se snižuje s věkem – po 40. roce o 10 %, po 60. roce o 25 %, po 80. roce o 50 % ve srovnání s věkem ve 20. roce života zdravého jedince. S přibývajícím věkem by se měla upravovat i osvětlovací soustava, která by měla odpovídat potřebám jedince [64][123].

### 3.2.4 Binokulární vidění a zorné pole

Zorné pole je část prostoru, kterou oko vidí při upřeném pohledu bez pohybu oka nebo hlavy. Pro binokulární vidění je důležité středové překrytí levého a pravého zorného pole, viz obrázek 11. Rozsah zorného pole binokulárního vidění není stálý. Při vyšších jasech je tento rozsah větší a předměty na okrajích zorného pole jsou větší a světlejší. Při únavě, nepozornosti, oslnění, nízkém jasu a nedostatku kyslíku se zorné pole zužuje. Největší zorné pole je během dne při jasech okolo 1600 cd.m<sup>-2</sup>. Při osvětlenostech oka okolo 1 lx je široké pouze okolo 20°. Zorné pole se měří přístrojem zvaným perimetr [123].



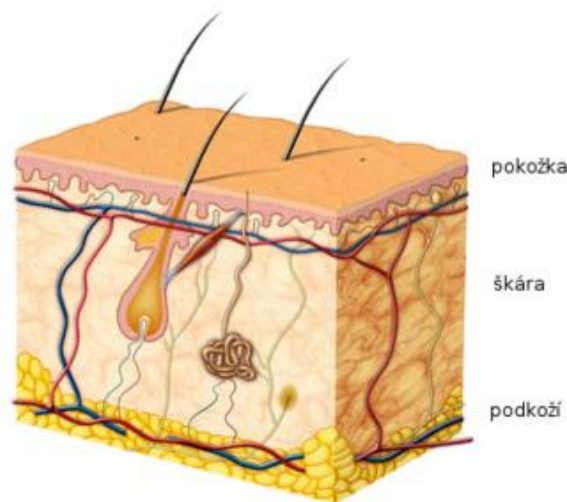
Obrázek 11 Binokulární zorné pole [123]

Část zorného pole, která je promítána do fovea centralis, se nazývá foveální oblast zorného pole. Oblast zorného pole, která je promítána bezprostředního okolí fovey, se nazývá parafoveální oblast zorného pole a má velikost asi  $3^\circ$  při vrcholu vytčeného kuželu. Širší oblast okolo parafoveální oblasti se nazývá periferní oblast zorného pole. Naproti zornému poli existuje ještě pole pohledové. Jedná se o pole, které je vytčené pro pohybující se oko a je širší než pole zorné. Opět existuje pohledové pole foveální a periferní a definice je podobná jako u pole zorného. Pro pohledové pole foveální je jeho rozsah asi  $2 \times 8^\circ$ . Pro periferní zorné pole je jeho rozsah okolo  $2 \times 22^\circ$  [64][123].



## 4 KŮŽE

Kůže je největším orgánem lidského těla a tvoří až 15 % tělesné hmotnosti dospělého člověka. Její hmotnost může být od 3 kg až do 20 kg, pokud je ztlustěna tukovým polštářem. Plocha kůže je u dospělého člověka okolo 1,6 až 1,8 m<sup>2</sup>. Má mnoho životně důležitých funkcí, jako je ochrana před vnějšími fyzikálními, chemickými a biologickými útoky nebo prevence nadměrných ztrát vody z těla. Také má svou roli při termoregulaci. Z hlediska poranění optickým zářením je kůže méně zajímavá než oko, ale na rozdíl od oka nemá obranný reflex, který by ji při nadměrné expozici ochránil. Kůže se skládá z dvou hlavních vrstev: epidermis a dermis. Epidermis (povrchová vrstva kůže) se skládá z buněk známých jako keratinocyty, které syntetizují keratin, protein podobný vláknu, jež má ochrannou úlohu. Dermis (škára), je tvořena fibrilárním proteinem známým jako kolagen. Dermis leží na podkožní tkáni, která obsahuje malé laloky tukových buněk známých jako lipocyty. Tloušťka těchto vrstev se značně liší v závislosti na typu kůže podle etnické příslušnosti a na anatomii těla. Víčko má například nejtenčí vrstvu epidermis, která měří méně než 0,1 mm, ale dlaně nebo chodidla mají nejhustší epidermální vrstvu, která měří 1,5 mm [81], [18]. Anatomie kůže je zjednodušeně znázorněna na obrázku 12.



Obrázek 12 Anatomie kůže [60]

### 4.1 Epidermis

Epidermis (pokožka) je šupinatá povrchová vrstva epitelu o tloušťce mezi 50 až 150  $\mu\text{m}$ , která se skládá převážně ze dvou typů buněk – keratinocytů a dendritických buněk. Epidermis je obvykle rozdělena do čtyř vrstev podle typu a pozice keratinocytů. Ty se dělí na bazální vrstvu buněk (stratum germinativum), vrstvu dlaždicových buněk (stratum spinosum), vrstvu granulovaných buněk (stratum granulosum) a zrohovatělou nebo rohovitou buněčnou vrstvu (stratum corneum). Epidermis je kontinuálně se obnovující vrstva a podporuje vznik struktur, jako jsou nehty a potní žlázy. Svrchní vrstvu stratum corneum tvoří odumřelé buňky, které jsou denně obrušovány a zároveň doplňovány, aby chránily živé buňky pod sebou. Tloušťka svrchní vrstvy je na těle 10 až 20  $\mu\text{m}$ , na chodidlech a dlaních může mít i 500 až 600  $\mu\text{m}$  [81].

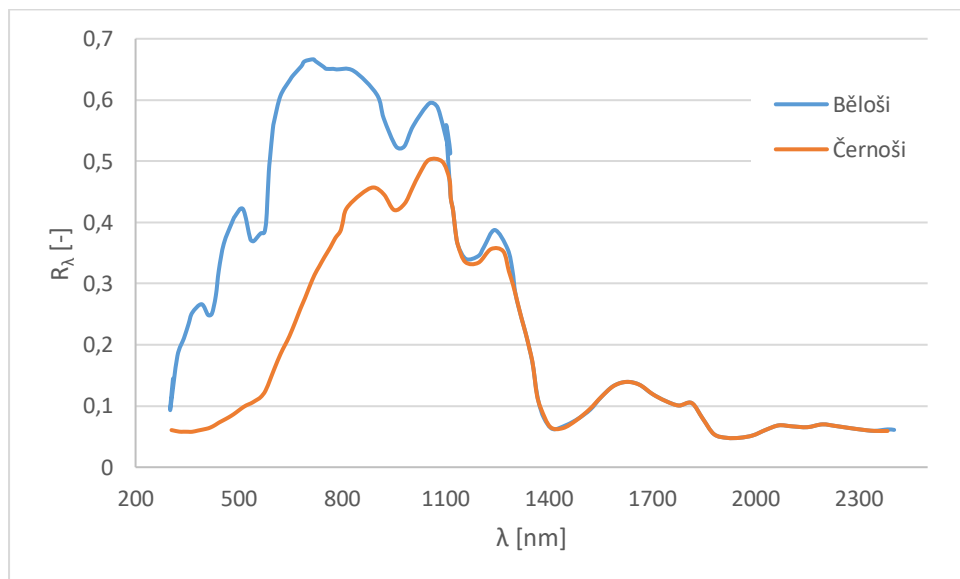


## 4.2 Dermis

Dermis (škára) je systém vláknité pojivové tkáně, který přijímá podněty vyvolané stimulací nervových a vaskulárních sítí. Tloušťka se pohybuje od 0,5 mm do 4 mm v závislosti na umístění na těle. Další buňky, které jsou nesené krví, vstupují do dermis při reakcích na různé podněty. Dermis tvoří největší část kůže, poskytuje jí pružnost a pevnost v tahu. Skládá se ze dvou částí – z povrchové vrstvy (*stratum papillare*) a hlubší vrstvy (*stratum reticulare*). Chrání tělo před mechanickým poškozením, váže vodu, pomáhá při tepelné regulaci a obsahuje receptory senzorických podnětů. Dermis je spojená s epidermis při zachování vlastností obou tkání. Tyto dvě oblasti spolupracují během vývoje při opravách a remodelaci kůže. Hlavní složkou dermis je kolagen, vláknitý typ proteinů s 15 geneticky odlišnými typy v lidské kůži. Kolagen se nachází ve šlachách, vazech, výstelce kostí a také v dermis. Kolagen je hlavním materiálem kůže odolným vůči namáhání. Naproti tomu elastická vlákna udržují elasticitu kůže, ale neumí zabránit deformaci a roztržení kůže. Kolagen představuje 70 % suché hmotnosti kůže [81].

## 4.3 Optické vlastnosti kůže

Stratum corneum je vysoce absorbující pro ultrafialové vlnové délky záření a je také vysoce absorbující pro vlnové délky dalekého infračerveného záření. Pro vlnové délky v blízké infračervené oblasti má sálavá energie značnou hloubku průniku. Tloušťka stratum corneum se mění v celém těle v závislosti na jeho umístění. Nejsilnější vrstva stratum corneum je na špičkách prstů a patách [108]. Na prstech nebo patách se tedy člověk spálí pomaleji, protože silnější kůže ho chrání před zářením nebo před dotykem horkých věcí.

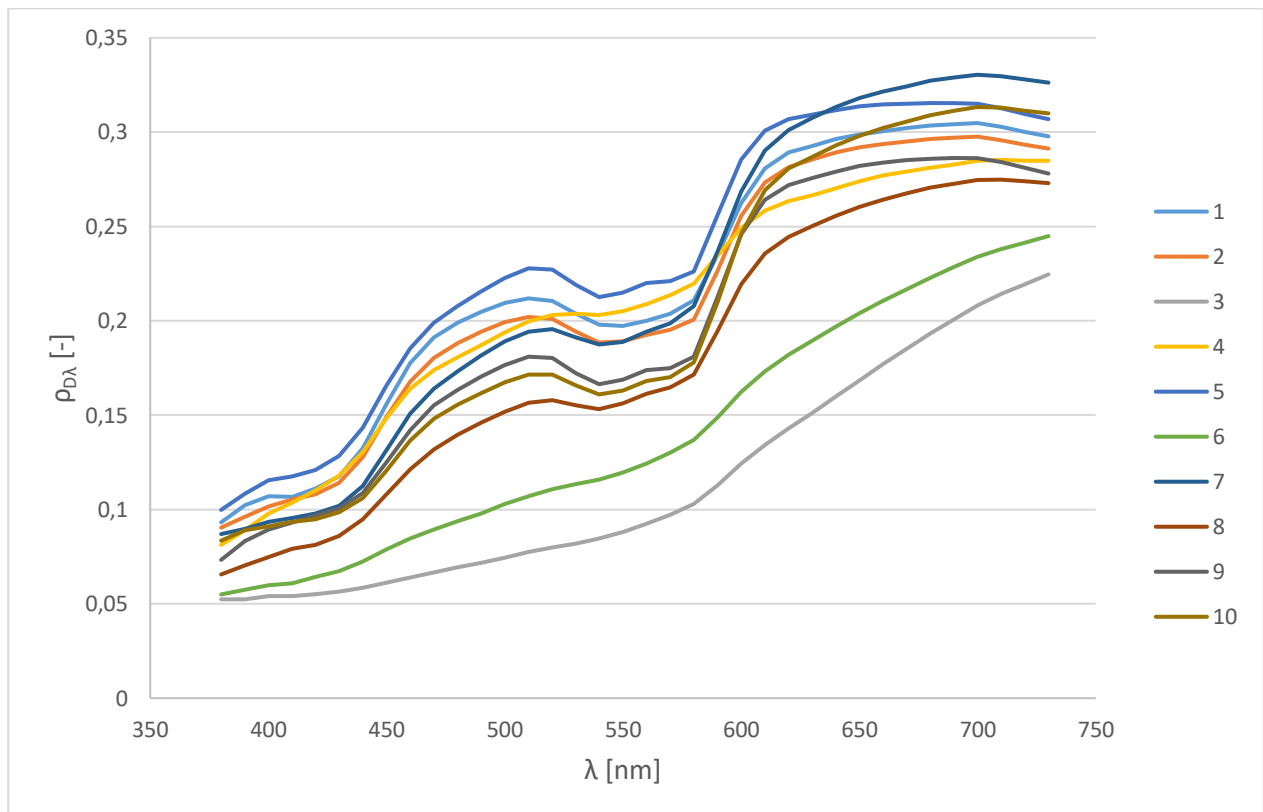


Obrázek 13 Spektrální činitel rozptylového odrazu lidské kůže [2]

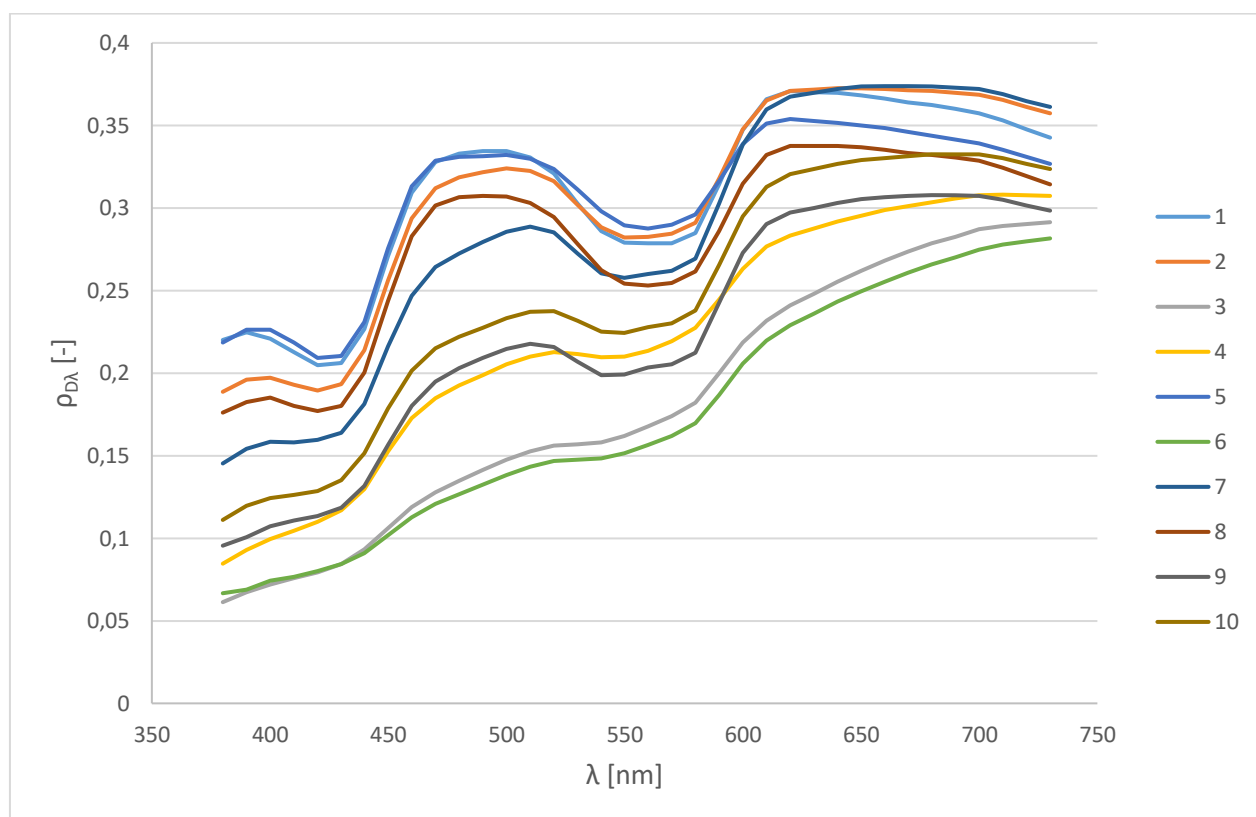
Malé částice pigmentu (melaninu) pomáhají chránit dermis před škodlivým ultrafialovým zářením a dodávají pokožce barvu. Melaninové granule jsou produkovány melanosomy v dermis a migrují do epidermis. Tento proces je stimulován ultrafialovým zářením. Melanin nejenže chrání dermis před absorpcí ultrafialového záření, ale také svým rozptylem jiného optického záření. Melanin, stejně jako většina organických barviv, neabsorbuje záření v blízké infračervené oblasti spektra. Melaninové granule jsou malé a rozptylují záření, spíše než by jej měly absorbovat v blízkém infračerveném spektru. Z těchto důvodů proniká blízké infračervené záření hluboko do tkáně. Index lomu stratum corneum je 1,5. Optické záření dopadající na kůži pod úhlem

se neabsorbuje nebo se absorbuje velmi málo [108]. Obrázek 13 ukazuje grafické znázornění spektrálního činitele rozptylového odrazu lidské kůže. Je zde vidět rozdíl mezi spektrálním činitelem odrazu bělochů a černochoů ve viditelné blízké IR oblasti. Tento rozdíl je dán množstvím pigmentu v kůži. Ve vyšších vlnových délkách nejsou rozdíly mezi typy kůže již patrné.

V rámci disertační práce bylo vytvořeno měření spektrálního činitele rozptylového odrazu lidské kůže. Pro měření byla vybrána horní končetina a to konkrétně místo mezi loktem a zápěstím. Při měření byla měřena vnitřní a vnější strana horní končetiny. Pro experiment bylo vybráno 10 dobrovolníků. Z těchto dobrovolníků 3 pocházeli z oblasti jižní Asie a 2 z nich měli tmavý typ pokožky a 7 dobrovolníků pocházelo z Evropy, kteří měli světlý typ pokožky. Měření bylo realizováno pomocí měřicí sondy X-Rite i1 Pro, která již byla použita a popsána při měření spektrální odraznosti vícekrát. Měření bylo realizováno v letním období, kdy někteří z dobrovolníků byli opálení. Na obrázcích 14 a 15 se nachází grafická znázornění naměřených hodnot spektrálních činitelů rozptylového odrazu. Dobrovolníci 3, 4 a 6 jsou původem z jižní Asie, zbylí dobrovolníci (1, 2, 5, 7, 8, 9, 10) jsou původem z Evropy. Z grafických znázornění je patrné, že vnitřní strana horní končetiny má vyšší spektrální odraznost v zelené a modré oblasti spektra než vnější strana. Tato vlastnost je způsobena tím, že vnitřní strana horní končetiny je světlejší než vnější strana, protože vnější strana je více vystavena slunečním paprskům. Z tohoto důvodu je opálenější než vnitřní strana horní končetiny, která přiléhá k tělu. Z naměřených dat je patrné, že dobrovolníci z jižní Asie mají nižší spektrální činitel rozptylového odrazu než dobrovolníci z Evropy. Tento jev může být způsoben vysokým obsahem melaninu v kůži.



Obrázek 14 Spektrální činitel rozptylového odrazu vnější strany horní končetiny



Obrázek 15 Spektrální činitel rozptylového odrazu vnitřní strany horní končetiny

## 5 PATOLOGICKÝ VLIV OPTICKÉHO ZÁŘENÍ NA LIDSKÝ ORGANISMUS

Organismus potřebuje určité množství slunečního záření pro své správné fungování. Pokud je toto záření nedostatečné, organismus nemusí fungovat správně a může být náchylný k různým onemocněním. Pokud je ale hodnota záření velmi vysoká, organismus také nebude správně fungovat a onemocnění nebo poranění se může dostavit rychleji než při nízké hodnotě ozáření.

K tomu, aby probíhaly fotobiologické děje v organismech nebo buňkách, je potřeba zmínit pár fotochemických pravidel:

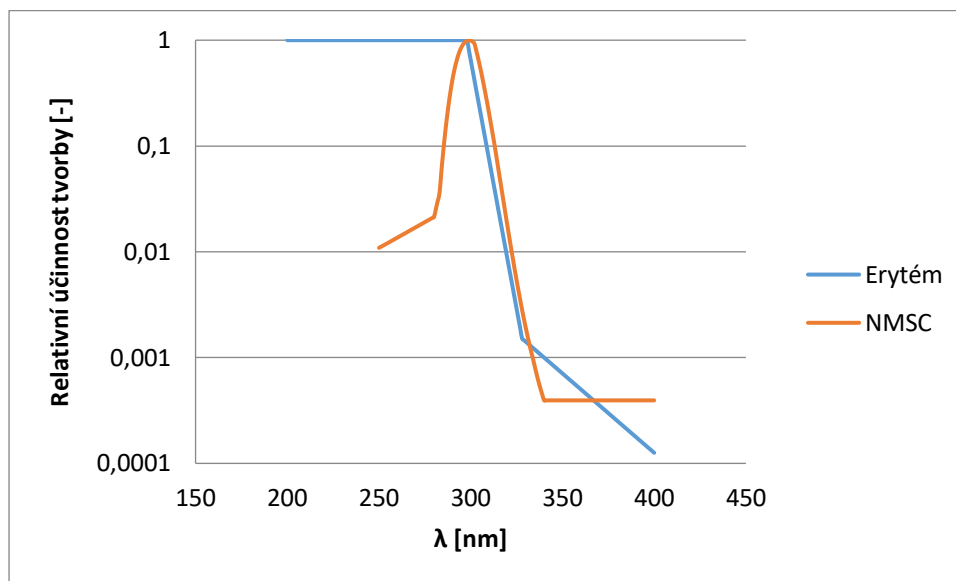
- První zákon o fotochemii uvádí, že světlo musí být absorbováno, aby se objevila fotochemická reakce. Pokud světlo s určitou vlnovou délkou není absorbováno systémem, nedojde k fotochemické reakci a nebudou tak pozorovány žádné fotobiologické účinky [110].
- Druhý zákon o fotochemii uvádí, že každý foton záření absorbovaného chemickým systémem aktivuje pouze jednu molekulu k fotochemické reakci. Tento zákon ale platí pro normální intenzitu světla. U vysoce výkonných laserů se mohou objevit fotonové reakce, při nichž je ozářená molekula aktivována na vyšší energetický stav, než je tomu při jednorázové fotonové absorpci [110].
- Bunsen-Roscoeův zákon reciprocity uvádí, že fotochemický účinek je přímo úměrný celkové dávce energie, bez ohledu na dobu potřebnou k dodání dávky. Tento zákon platí ale pro chemické reakce ve zkumavce v laboratorních podmínkách. Reakce buněk živé tkáně na ozařování obvykle zahrnuje sekvenci interagujících biologických reakcí, takže lineární vztah "dávka x čas" je velmi málo pravděpodobný [110].

### 5.1 Vliv UV záření na lidský organismus

Je všeobecně známo, že ultrafialové záření je škodlivé pro lidský organismus. Člověk se mu proto snaží vyhýbat a chránit se před ním. Málo lidí ale ví, že určitou část UV záření pro svůj život nutně potřebuje pro tvorbu vitamínu D, který je důležitý pro ukládání vápníku v kostech a pro reabsorpci fosfátu v ledvinách [61].

#### 5.1.1 Ultrafialový erytém a rakovina kůže

Erytém je onemocnění kůže, vzniklý působením intenzivního UV záření. Projevuje se 6 až 8 hodin po expozici zčervenáním a svěděním v místě ozáření. Při velmi intenzivním ozáření se mohou objevit i puchýře. Kůže se vrátí do normálního stavu zhruba do 14 dnů. Způsobuje jej zejména sluneční záření po nadměrném opalování nebo vystavování se slunečním paprskům bez použití odpovídající ochrany kůže. Největší vliv na vznik erytému má záření mezi 200 nm a 298 nm. Na jeho vzniku se podílí s různou účinností i jiné vlnové délky. Akční spektrum tvorby ultrafialového erytému je znázorněno na obrázku 16 [89]. Kromě slunce se na jeho vzniku mohou podílet i umělé světelné zdroje jako např. xenonové výbojky, vysokotlaké rtuťové výbojky, germicidní zářivky nebo halogenidové výbojky.



Obrázek 16 Akční spektrum tvorby ultrafialového erytému a NMSC [25], [54]

Pokud se ale člověk dlouhodobě a opakovaně vystavuje účinkům UV záření, může se u něj rozvinout rakovina kůže (melanom). Riziku vzniku rakoviny kůže jsou nejvíce vystaveni pracovníci vykonávající svou profesi ve venkovních podmínkách (zemědělci, pokrývači, dlaždiči, atd.). V roce 2007 byla provedena ve Spojených státech studie, zabývající se výskytem rakoviny kůže, kde se jedná o nejběžnější maligní onemocnění. Představuje zhruba 35-45 % všech rakovin u bělochů, 4-5 % u Hispánců a 1-4 % u obyvatel původem z Asie a Afroameričanů. Vyskytuje se méně často u lidí s tmavým typem kůže. U lidí se světlým typem kůže je často spojena s větší morbiditou a mortalitou. Existují dva typy rakoviny kůže – melanomální a nemelanomální rakovina kůže (NMSC), která patří mezi běžnější typy rakoviny kůže. Mezi nemelanomální typy rakoviny patří například spinocelulární karcinom (SCC) a bazocelulární karcinom (BCC). Tato dvě onemocnění jsou nejběžnější formy NMSC [127]. Pro NMSC bylo vytvořeno akční spektrum jeho vzniku, viz obrázek 16. Maximální hodnota expozice se vypočte podobně jako pro ultrafialový erytém jen s použitím váhovací funkce akčního spektra pro NMSC [25].

V současné době se riziko vzniku erytému nebo rakoviny kůže zvyšuje nejen pobytem na přímém slunci, ale také opalováním v soláriích. Mezinárodní agentura pro výzkum rakoviny (IARC), která je členem Světové zdravotnické organizace (WHO), proto klasifikovala solária jako nejvyšší rizikovou kategorii z pohledu karcinogenních účinků. Toto posouzení je založené na studiích, které odhalily zvýšené riziko kožního melanomu u mladých lidí (do 35 let). Na základě obav o zdraví populace byly vytvořeny normy zabývající se problematikou opalování v soláriích. Touto problematikou se zabývá norma ČSN EN 60335-2-27 ed. 4 Bezpečnost elektrických spotřebičů pro domácnost a podobné účely - Část 2: Zvláštní požadavky na spotřebiče pro ošetřování pleti použitím ultrafialového a infračerveného záření. Standard stanovuje maximální hodnotu ozáření kůže během opalování a to  $E_{ery} = 0,3 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ . Tato hodnota je posuzována podle křivky akčního spektra vzniku erytému. Každé opalovací zařízení musí být kontrolováno, aby nevyzařovalo nebezpečné množství UV záření.

Celková efektivní hustota zářivého toku se vypočte podle vztahu:

$$E = \int_{200}^{280} E_{\lambda} \cdot d\lambda \quad (\text{W}\cdot\text{m}^{-2}; \text{W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{nm}^{-1}, -, \text{nm}), \quad (5.1)$$

kde  $E_\lambda$  je naměřené spektrum záření UV zářiče v rozsahu vlnových délek 200 nm až 280 nm. V tomto intervalu nesmí spotřebič překročit váženou hodnotu pro opalování  $E_{ery} = 0,3 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$  [89], [41].

Podle intervalu vlnových délek, ve kterém opalovací zařízení vyzařuje, a množství erytemálního zářivého toku se tato zařízení dělí do 4 skupin – skupina 1 vyzařující mezi vlnovými délkami 320 až 400 nm; skupina 2 částečně vyzařující mezi vlnovými délkami 250 až 320 nm, ale zejména mezi 320 až 400 nm; skupina 3 vyzařující stejnou intenzitou v obou intervalech a skupina 4 vyzařující zejména v intervalu 250 až 320 nm. Erytemální intenzita ozáření se vypočte podle vztahu:

$$E_{ery} = \int_{200}^{400} E_\lambda \cdot S_{ery} \cdot d\lambda \quad (\text{W}\cdot\text{m}^{-2}; \text{W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{nm}^{-1}, -, \text{nm}), \quad (5.2)$$

kde  $E_\lambda$  je naměřené spektrum záření UV zářiče v rozsahu vlnových délek 200 nm až 400 nm a  $S_{er}$  je váhová funkce akčního spektra tvorby erytému [25].

Důležitou hodnotou pro vyvarování se nebezpečí UV záření od slunce je Globální UV index (UVI). Výpočet Globálního UV indexu, jak jej dnes známe, byl vytvořen v roce 1994. Předtím v roce 1992 byl vytvořen výpočet UV indexu kanadskými vědci. Tento výpočet byl pak rozšířen v celé Severní Americe a používal se i v jiných částech světa. Světová zdravotnická organizace poté v roce 1994 standardizovala vyhodnocení Globálního UV indexu a Mezinárodní komise pro osvětlování vytvořila metodiku pro měření a výpočet. UV index se vypočte podle vztahu:

$$I_{UV} = k_{er} \int_{250}^{400} E_\lambda \cdot s_{er}(\lambda) \cdot d\lambda \quad (-; \text{m}^2\cdot\text{W}^{-1}, \text{W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{nm}^{-1}, -, \text{nm}), \quad (5.3)$$

kde  $k_{er}$  je konstanta  $40 \text{ m}^2\cdot\text{W}^{-1}$ ,  $s_{er}$  je váhová funkce akčního spektra tvorby erytému a  $E_\lambda$  je naměřené spektrum slunečního záření v rozsahu vlnových délek 250 nm až 400 nm. Nižší vlnové délky UV záření se neuvažují, protože nedopadají na zemský povrch. UV index obvykle nabývá hodnot od 0 do 11. Pokud se jedná o velmi intenzivní UV záření způsobené ozónovou dírou, může být hodnota UV indexu vyšší než 11. Tabulka 7 uvádí hodnoty UV indexu, příslušné riziko a také minimální ochrana před UV zářením [132].

Tabulka 7 Hodnoty UV indexu a ochrana před UV zářením [132]

Hodnota UV indexu	Barevné grafické znázornění	Riziko	Minimální ochrana
0 – 2,9		Nízké	Ochrana zraku (sluneční brýle)
3 – 5,9		Střední	Ochrana zraku a pokrývka hlavy
6 – 7,9		Vysoké	Předešlá opatření a použití krému s vysokým UV faktorem (30+)
8 – 10,9		Velmi vysoké	Pobyť ve stínu v čase mezi 11. hodinou a 15. hodinou
11+		Extrémní	Pobyť venku pouze na nezbytně nutnou dobu

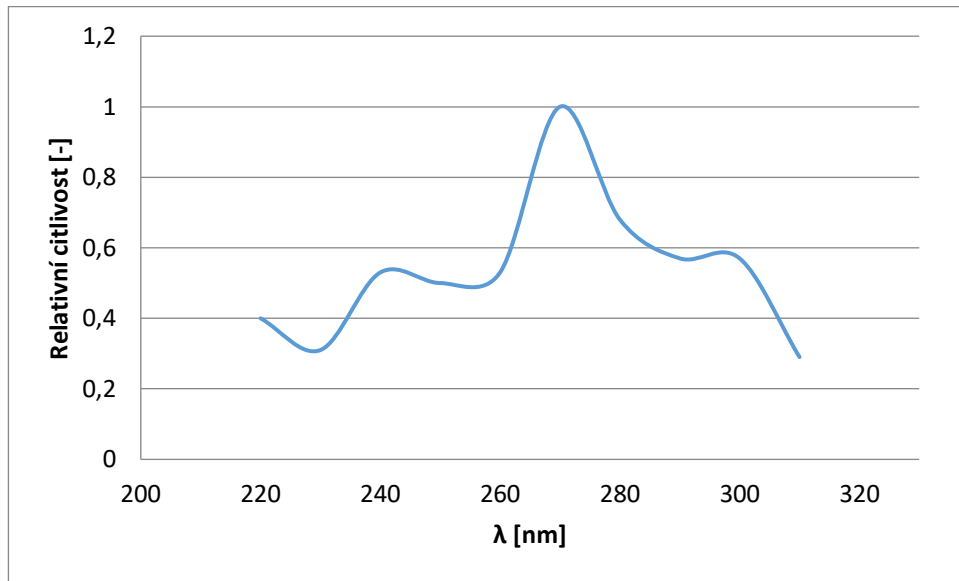
### 5.1.2 Fotokeratitida a poškození rohovky

Nadměrné množství ultrafialového záření může způsobit poškození předního segmentu oka. Kromě změn ve spojivce se může objevit i poškození rohovkového epitelu, stromatu a endotelu během působení ultrafialového záření. V rohovkovém stromatu ozáření UV zářením vede k fragmentaci jádra buněk a postupnému rozpadu buněk a k edému rohovky. Poškození spojivkových a rohovkových buněk působením UV záření může způsobit fotokeratitidu, při dlouhodobé expozici karcinom spojivky, karcinom bazálních buněk na víčkách nebo melanom předního segmentu. Negativní vliv člověka na životní prostředí v posledních letech vedl ke ztenčení ozonové vrstvy ve stratosféře, která absorbuje UV záření ze slunce. Výsledkem je, že stále více UV paprsků dopadá na zemský povrch. Zvýšené množství dopadajícího ultrafialového záření stále častěji dopadá na přední segment oka, proto jsou stále častěji pozorována výše uvedená onemocnění oka [104]. Poranění vzniká nejčastěji od nadměrné expozice slunečním paprskům zvláště na horách („sněžná slepota“), při použití nevhodných ochranných pomůcek při sváření nebo při expozici intenzivních UV zářičů [34].

Fotokeratitida se projevuje následujícími symptomy: pocit cizího tělesa v oku, fotofobie, slzení a blefarospasmus (tikání víček). Tyto akutní příznaky se mohou objevit v různých stupních a obvykle trvají 6 až 24 hodin, ale téměř všechny zmizí během 48 hodin. Účinky fotokeratitidy mohou způsobit, že schopnost vidění osoby zasažené UV zářením bude snížena. Je pravděpodobné, že mnoho jedinců často zažívá mírné formy tohoto onemocnění, ale nevyhledají lékařskou pomoc, protože často pociťují unavené a bolestivé oko [79].

Každá biologická reakce vyvolaná UV zářením má definovanou prahovou dávku a akční spektrum. Prahová křivka rohovky a přidružené spektrum účinku jsou použity v dozimetrických studiích pro kvantifikaci poškození rohovkového tkáně spojeného s expozicí UV záření. Prahová dávka je nejmenší dávka monochromatického záření konkrétní vlnové délky, která je dostatečná k poškození tkáně. Dávka a její účinek na rohovku souvisí s absorpcí tkáně rohovky pro UV záření pro konkrétní vlnovou délku. Prahové hodnoty vzniku fotokeratitidy byly extrapolovány z experimentů na zvířatech. V pokynech ICNIRP z roku 2004 je uvedeno, že průběh vzniku onemocnění, který byl popsán při pokusech na zvířatech, zejména na primátech, a může být stejný i u člověka [79]. V roce 1916 Verhoeff a Bell vypočítali, že prahová dávka přibližně  $500 \text{ mJ.cm}^{-2}$  UV záření z umělého zdroje je potřebná k vyvolání patologických změn v rohovce a že hlavní vlnové délky odpovědné za poranění v rámci pozemního slunečního záření spadají do UV-B oblasti spektra [34].

První výzkumy akčního spektra fotokeratitidy byly nejdříve prováděny na zvířatech, jako jsou králíci a opice, a postupem času i na člověku. Všechny výzkumy potvrzují, že nejúčinnějším zářením pro tvorbu fotokeratitidy, jak pro zvířata, tak i pro člověka, je záření o vlnové délce 270 nm. Pro tvorbu fotokeratitidy u člověka je potřeba energie okolo  $50 \text{ J.m}^{-2}$  o vlnové délce 270 nm, pro opici je to  $60 \text{ J.m}^{-2}$  a pro králíka  $110 \text{ J.m}^{-2}$ . Mezinárodní komise pro osvětlování doporučuje používat hodnotu  $60 \text{ J.m}^{-2}$  pro vlnovou délku 288 nm pro výpočty hodnot ozáření u člověka. Obrázek 17 ukazuje akční spektrum pro tvorbu fotokeratitidy u člověka [31][113]. V současné době na výzkumech vlivu UV záření na vznik fotokeratitidy u člověka nelze pokračovat z etických důvodů, protože v roce 1973 bylo zakázáno ozařovat lidské oko potenciálně škodlivým UV zářením. Prahové hodnoty záření proto pochází z období před rokem 1973 [79].



Obrázek 17 Akční spektrum pro fotokeratitidu [113]

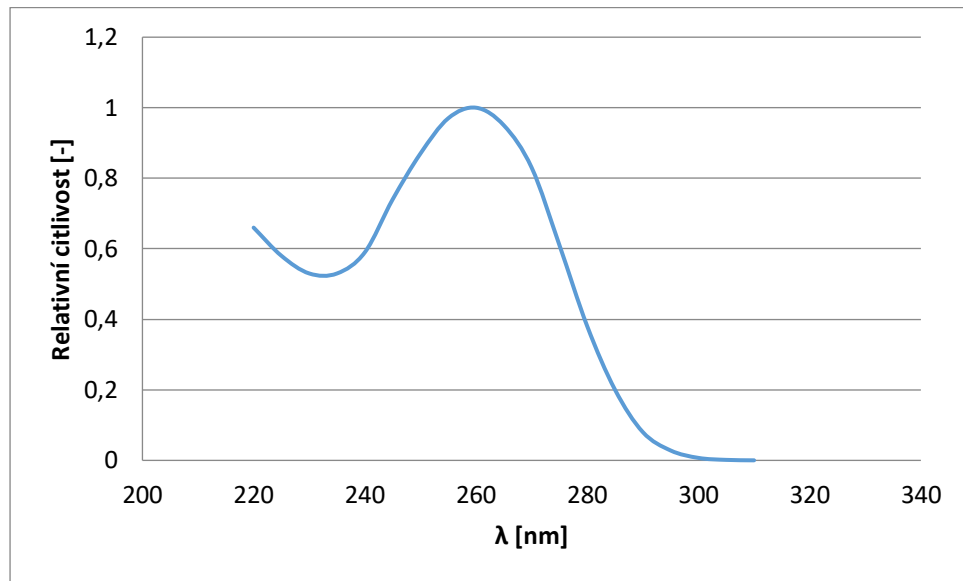
### 5.1.3 Fotokonjunktivitida

Další z nemocí, která vzniká po vystavení oka nadměrnému UV záření, je fotokonjunktivitida, neboli zánět spojivek. Zranění se projeví poškozením spojivek zhruba 5 až 10 hodin po expozici jako zánět měkké tkáně pokrývající oční víčko a části oční bulvy. Fotokonjunktivitida je obvykle doprovázena fotokeratitidou. Když se takové zranění objeví, jedná se potom o fotokeratokonjunktivitidu. Anatomické rozdíly mezi rohovkou a spojivkami mohou u pacienta vést k různým symptomům, které jsou spojeny se změnami v tkáni v důsledku UV záření. Stupeň „nepohodlí“ vyvolaný fotokonjunktivitidou není stejný jako pro fotokeratitidu. Fotokonjunktivitida způsobuje chemózu a poškozuje pouze povrchové epitelální buňky. Akční spektrum, které má vliv na vznik fotokonjunktivitidy, leží mezi 250 nm až 330 nm. UV-A část spektra na vznik fotokonjunktivitidy nemá vliv. Byly provedeny i experimenty, ve kterých se ozařovaly nižší bulbární spojivky 64 dobrovolníků. Toto ozařování zahrnovalo vlnové pásmo 250 nm až 330 nm v intervalech vlnový délek 10 nm. Úroveň ozařování  $125 \text{ mJ/cm}^2$  nevyvolala žádnou biologickou odezvu pro vlnovou délku 330 nm. Od 220 nm má fotokonjunktivitální účinnost postupnou redukci před prudkým nárůstem při 235 nm, dokud nedosáhne maximální odezvy vyskytující se při 260 nm. Po dosažení maxima se fotokonjunktivitální odpověď rychle sníží na nulovou odezvu při 310 nm [79]. Při prahových hodnotách expozice je fotokonjunktivitida bezbolestná a má stejný časový průběh jako fotokeratitida [31].

Dříve existoval názor, že akční spektrum pro fotokonjunktivitidu je shodné s akčním spektrem pro fotokeratitidu. Tento názor se objevoval, protože tato dvě onemocnění se vyskytují většinou společně. Divize 6 Mezinárodní komise pro osvětlování (CIE) ale tento názor nesdílela, protože se spojivky anatomicky i histologicky liší od rohovky. Spojivkám totiž chybí ochranná vrstva, jaká je přítomná u rohovky. Rozdíl mezi rohovkou a spojivkami je i ten, že spojivky mají v sobě velké množství cév, ale rohovka cévy neobsahuje, tím pádem mají odlišné absorpční spektrum. Bylo také zjištěno, že změny způsobené ozářením spojivek odpovídají změnám, které se odehrávají na kůži při erytému. Bylo proto vytvořeno akční spektrum pro tvorbu fotokonjunktivitidy. Dobrovolníci byli ozařováni UV zářením o konkrétní vlnové délce a intenzitě ze vzdálenosti 50 cm. Toto ozařování probíhalo určitou dobu a poté se zkoumala míra rozvoje fotokonjunktivitidy. Jiní dobrovolníci byli ozařováni i delší dobu, aby se zjistila hodnota zářivé energie, která je potřebná



pro tvorbu tohoto poranění. Pro vznik poranění je potřeba hodnota zářivé energie  $50 \text{ J}\cdot\text{m}^{-2}$  na vlnové délce 260 nm. Ostatní vlnové délky mají jiné hodnoty dané akčním spektrem, viz obrázek 18 [112].



Obrázek 18 Akční spektrum tvorby fotokonjunktivitidy [112]

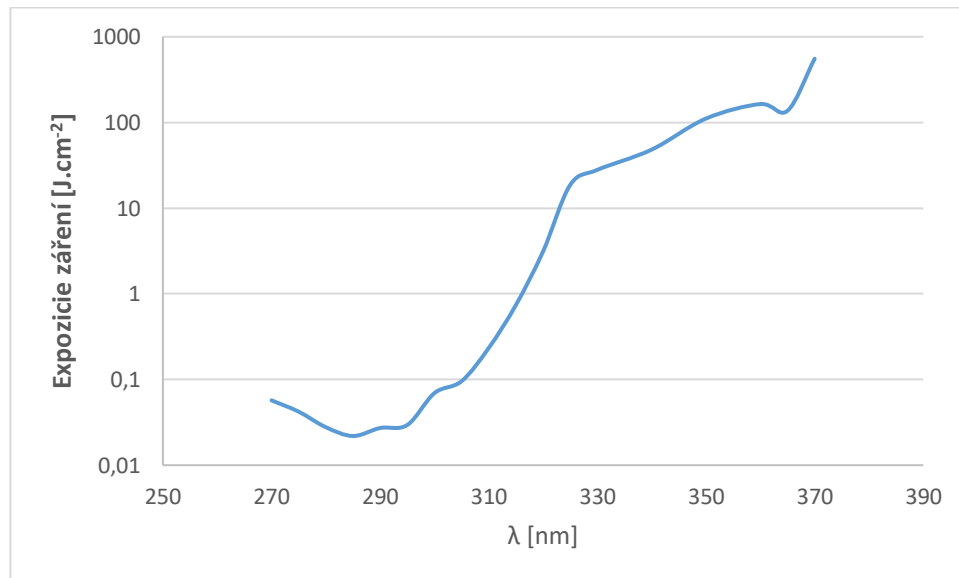
#### 5.1.4 Katarakta

Primární funkcí lidské čočky je zaměření světla na sítnici. Přestože přenosové vlastnosti většiny částí oka jsou stabilní, přenosové vlastnosti čočky se mění po celou dobu života člověka. Čočka je čirá po dobu prvních tří let života. Postupně se v ní tvoří žluté pigmenty (3-hydroxykynurenin a jeho glukosid), které mají ochrannou funkci, jež mají za úkol absorbovat UV záření a bezpečně rozptýlovat jeho energii. Dokud je tento pigment v čočce přítomen, UV-A ani UV-B záření neproniká dovnitř oka, a tak je dospělá lidská sítnice chráněna před normálními hodnotami UV záření. Děti, zvláště ty do tří let, jsou vystaveny riziku poškození sítnice vlivem UV záření, protože toto záření je přímo přenášeno na sítnici. Intenzivní akutní ultrafialové ozáření nebo chronické UV záření, zejména za přítomnosti fotosenzitizujícího barviva nebo léčiva, vedou k tvorbě katarakty (zákalu čočky). Jakákoli změna číré čočky ovlivňuje vidění a má dramatický účinek na funkci sítnice [101].

Nejčastějším typem katarakty je stařecká katarakta. Více než 50 % lidí starších 65 let trpí kataraktou, což se zvýší na 75 % ve věku 75 let. Katarakta vyvolaná fototoxickými barvivy a léky se může objevit již ve věku 40 let nebo i dříve. Důvodem, proč je u starších lidí téměř univerzální tvorba katarakty, je to, že po střední době života se ochranný pigment 3-hydroxykynurenin enzymaticky převádí na fototoxickou chromoforovou kyselinu xanthurenovou. Kyselina xanthurenová v čočce absorbuje ultrafialové záření, vytváří triplet a produkuje singletový kyslík a superoxid. Současně dochází k poklesu produkce antioxidantů a antioxidantních enzymů, které by normálně vyvažovaly reaktivní kyslík. V důsledku toho jsou pak poškozeny epitheliální buňky čočky a proteiny čoček, což vede k následnému zakalení čočky [8][36][101].

Jak bylo popsáno výše, na vznik katarakty má největší vliv UV záření, které pochází zejména ze Slunce, ale může vznikat i ze světelných zdrojů. Na vznik katarakty pocházející ze slunečního záření má největší vliv místo na zemi, kde člověk žije, a také délka pobytu v exteriéru během dne. Vznik katarakty také ovlivňuje, zda sledovaná osoba používá ochranné pomůcky zraku v pracovním prostředí nebo zdravotní stav sledované osoby.

Akční spektrum vlivu UV záření na vznik katarakty je dáno změnou tvorby zákalu s vlnovou délkou působícího záření. Tvar výsledné křivky souvisí s absorpcí molekul, které pohlcují záření. Studie vzniku katarakty určují spektrum účinku pro její tvorbu za použití organických kultivovaných prasečích čoček. Jelikož embryonální růst a vývoj prasat je stejný jako u všech savců a tvar a rozměry jejich čočky jsou podobné lidské čočce, mohou být použity závěry z pokusů na prasečích čočkách i pro lidské čočky. Čočky se vyjmou z oka poražených prasat a poté se za určitých podmínek upraví pro ozáření UV zářením konkrétní vlnové délky. Čočky jsou vystaveny působení různých úrovní UV záření ve stanovených vlnových délkách při pokojové teplotě různou dobu. Pomocí dvojitého monochromátoru je pak vybráno záření ze spektra xenonové výbojky, kterým je pak čočka ozářena. Pomocí závěrky z výstupu monochromátoru je nastavována délka expozice někdy v řádu sekund nebo hodin podle potřebné délky ozáření. Ozářené čočky se pozorují 36 až 48 hodin po ozáření. Hodnoty pro akční spektrum jsou stanovené s 50% pravděpodobností poškození s 95% intervalem spolehlivosti. Obrázek 19 znázorňuje akční spektrum pro tvorbu katarakty. Je důležité poznamenat, že spektrum bylo stanoveno pro mladé prasečí oko a experiment byl prováděn čistě pro čočku, kterou nekryla rohovka, jež v normálním stavu absorbuje velké množství UV záření [86].



Obrázek 19 Akční spektrum tvorby katarakty

## 5.2 Vliv viditelného záření na lidský organismus

Díky viditelnému záření je člověk schopný rozeznávat barvy a orientovat se v prostoru. Pokud je světelná intenzita velmi vysoká, může docházet k oslnění, které také znemožňuje činnost zrakového orgánu člověka. Pokud je ale dávka světelného záření za určitých podmínek extrémně vysoká, může dojít i k nevratnému poškození zraku.

Sítnice může být poškozena třemi způsoby – fotomechanicky, fototepelně a fotochemicky. Fotomechanické poranění oka je způsobené vlivem záření o vysoké hladině ozářenosti (v řádu megawattů až terawattů na cm<sup>2</sup>), které působí ve velmi krátkém čase (od stovek femtosekund až po mikrosekundy). Dopadající energie je absorbována, ale vzniklé teplo se nestačí v krátkém čase rozptýlit. Vzniklé teplo vytváří páru o vysokém tlaku uvnitř tkáňových buněk, a tato pára pak ničí buňky v epitelové vrstvě sítnice. Vzniklé poranění se projevuje jako sítnicové krvácení a jizvami na sítnici. Postižení zaznamenají velký světelný záblesk a zřetelný zvuk. Poté postižený ucítí silnou bolest v oku. Pokud je sítnice zasažena lehce, hojení trvá v řádu týdnů až měsíců. Pokud

je zasažena žlutá skvrna, následky mohou být pro oko trvalé. Původcem tohoto poranění jsou laboratorní lasery nebo vojenské dálkoměry. Zranění se dá předejít používáním kvalitních ochranných brýlí [103][135].

U fototepelného poškození působí relativně vysoké intenzity záření s krátkou dobou expozice (v řádu minut), kdy se míra poškození sítnice zvyšuje v reakci na kratší vlnové délky, tj. část spektra s vysokou energií (400 až 500 nm). Při fototepelném poškození sítnice nemá záření potřebnou energii pro excitaci elektronů v atomech buněčných struktur. Energie ze záření získaná molekulou tkáně je rychle rozptýlena prostřednictvím kolizí s jinými molekulami, což na okamžik zvyšuje místní úroveň střední kinetické energie, což je proces, který vede k nárůstu teploty. Dopadající světelná energie se tak přetváří na energii tepelnou. K degeneraci sítnice dochází, pokud se ozářené místo ohřeje o více než 10 °C, než je okolní prostředí sítnice. Tepelné účinky obecně vznikají při expozici v rozmezí od mikrosekund až po sekundy. Intenzita ozařování a doba expozice, která je nutná k vyvolání určité úrovně poškození, nejsou nepřímo úměrné. Množství energie, potřebné k dosažení určitého tepelného účinku, se zvyšuje pro dlouhé doby expozice, protože se během expozice odvádí teplo do prostoru oka. Nejvyšší riziko poškození se nachází v centrální části sítnice okolo žluté skvrny. Poškození se projevuje jako popálenina bez krváčení a vzniku děr v sítnici. Fototepelné poškození je méně časté než fotomechanické, protože vyžaduje nižší intenzitu ozáření a delší dobu expozice než fotomechanické poranění. Poranění je způsobeno spíše lasery než konvenčními světelnými zdroji [103][135].

Fotochemické poškození spočívá v tom, že poměrně nízké intenzity světla mohou poškodit sítnici při dlouhodobé expozici v řádu sekund až minut. Fotony o vysoké energii dopadající na sítnici excitují elektrony v buněčných strukturách. Elektron v excitovaném stavu se pak vrací do základního stavu tím, že předá získanou energii. Jedním ze způsobů předání energie je rozdělení vazby v jiné molekule přímou výměnou elektronů nebo výměnou vodíku za vzniku reaktivních druhů kyslíku jako je singletní kyslík, superoxidové radikály, peroxid vodíku nebo hydroxylové radikály. Tyto látky poté reagují s buněčnými molekulami a poškozují tkáň. Tkáň mohou být velmi vážně poškozeny, protože působení volnými radikály na polynenasycených mastných kyselinách indukuje řetězovou reakci, která rozkládá membránové struktury. Tak se fotochemické poškození šíří z absorpční molekuly na jiné molekuly v řetězové reakci nekontrolovaného molekulárního narušení. K průběhu reakce je potřebný určitý počet fotonů, které přerušují určitý počet vazeb, a rychlost reakce je dána jejich množstvím. Existuje reciproční vztah mezi trváním expozice a ozářením, které je zapotřebí k vyvolání určité úrovně poškození a fotochemické reakce závislé na celkové přijaté dávce. Pokud ale tato dávka je nízká nebo nemá dostatečný čas k působení na sítnici, tak nedochází k žádnému poškození. Dopadající záření sice ohřívá buňky sítnice, ale ne na vyšší teplotu než je tomu u fototepelného poškození. Změna teploty je u fotochemického poškození menší než 10 °C. Na výsledný rozsah poškození mají vliv obranné mechanismy sítnice, místo dopadu záření na sítnici, jeho intenzita, doba trvání a také jeho spektrální průběh [103][135].

### 5.2.1 Nebezpečí modrého světla a fotoretinitida

Fotochemické poškození se označuje jako "nebezpečí modrého světla" – Blue light hazard. U primátů bylo výsledné poškození sítnice lokalizováno ve vrstvě sítnicového epitelu. Z výzkumu Algvera a kol. vyplývá, že stupeň poškození sítnice závisí na koncentraci kyslíku a antioxidanty mohou snižovat lehké poškození. Tak mohou být fotoreceptory i buňky epitelu poškozeny světlem. Typ poranění je ale ovlivněn několika faktory, jako jsou intenzita záření, doba trvání ozáření a spektrální rozdělení dopadajícího záření. První změny na sítnici se objevují ve vnějších částech

fotoreceptoru, potom jsou následovány změnami v buňkách sítnicového epitelu. Poškození tyčinek a čípků může být mezi jednotlivými druhy rozdílné. U potkanů, kteří mají sítnici složenou převážně z tyčinek, přežívají čípkové fotoreceptory navzdory rozsáhlé degeneraci tyčinek. U holubů, kteří mají převážně sítnici složenou z čípků, dochází k degeneraci čípkových fotoreceptorů dříve. Nejvíce zranitelné jsou čípky citlivé na modré záření [1].

Intenzivní světlo může způsobit fotochemické poškození sítnice, zvané fotoretinitida. Toto poškození bylo hlášeno u jedinců, kteří se upřeně dívali na slunce (sluneční retinitida) nebo na svařovací oblouk obvykle po dobu delší než několik desítek sekund. Fotoretinitida je oftalmoskopicky pozorována jako změny sítnice, jako jsou otoky, bílé skvrny nebo díry, a je doprovázena příznaky, jako je snížená zraková ostrost, rozmazané vidění a skotom. Tyto příznaky se objevují okamžitě nebo do jednoho dne po vystavení světlu a poté postupně mizí po dobu několika týdnů nebo měsíců. V některých případech příznaky vymizí, ale v jiných případech přetrvávají roky [84].

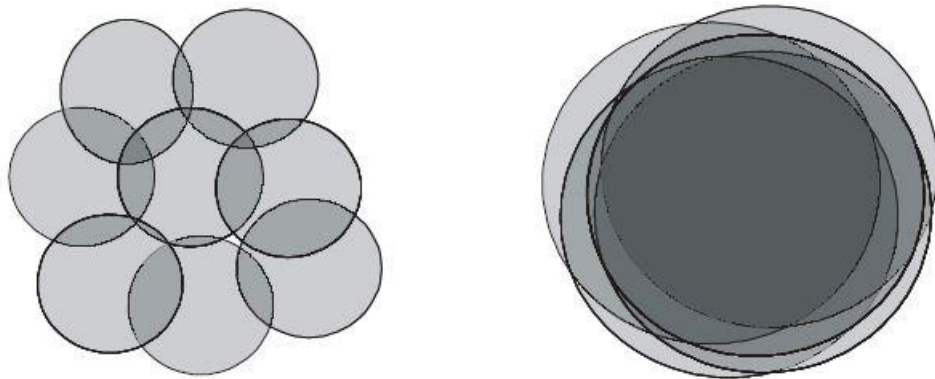
U potkana se v pigmentových buňkách mohou indukovat na malých plochách poškození sítnice ozářováním při 380 nm nebo 470 nm. Vystavení záření 380 nm poškozuje fotoreceptorové buňky, zejména tyčinky. Expozice záření 470 nm poškozuje fotocitlivé buňky a epitelovou vrstvu sítnice. Změny na sítnici jednu hodinu po ozáření jsou tvořeny poškozenými mitochondriemi ve vrstvách sítnice. Zajímavostí je, že na sítnici oka potkana se nachází silný antioxidant N-acetylcystein, který chrání sítnici potkana před poškozením indukovaným při expozici záření 380 nm, ale ne při 470 nm. V počátečních studiích fotochemických poranění sítnice se ukázalo, že modré světlo způsobuje těžké poškození sítnice, zatímco zelené světlo nevyvolává při stejné intenzitě žádné histologické změny. Spektrální složení záření zdroje je proto důležité pro vznik fotochemických poškození oka. Předpokládá se, že fotochemické poškození sítnice závisí na celkové přijaté dávce záření. Znamená to, že intenzita světla a doba potřebná k vyvolání určité úrovně poškození jsou korelovány a delší doba expozice záření může nahradit přítomnost nižší intenzity záření při vzniku poranění. Rychlost degenerace je přímo závislá na síle osvětlení a rozsah degenerace sítnice je větší u osvětlovacích zařízení s vysokou intenzitou. Také se ukazuje, že vzhled degenerace, zejména v místě počáteční destrukce buněk, je odlišný pro osvětlení s vysokou intenzitou [135].

Výzkumy, které probíhaly na hlodavcích, rozdělily fotochemické poškození sítnice na dva typy. Předpokládá se, že první typ poranění je spojený s rhodopsinem a je vytvořen fotoreceptory na vnější části sítnice. Poškození typu I je způsobeno relativně nízkou úrovní ozáření (méně než  $0,1 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ ) bílého světla a expozice tomuto záření může probíhat v průběhu hodin. Poškození typu II je vytvářeno expozicí bílému světlu o vysokých hodnotách intenzity ozáření (nad  $1 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ ) s akčním spektrem vrcholícím na kratších vlnových délkách bílého světla. Předpokládá se, že k poškození sítnice II. typem dochází nejprve na úrovni sítnicového epitelu. Tyto dva typy poškození sítnice byly prokázány jak u hlodavců, tak u primátů [136].

Studie využívající rhodopsin k měření poškození sítnice u potkanů vystavených světlu 20 až 160 lx ukázaly, že úroveň a doba ozáření jsou vzájemně závislé. Tloušťka vnější jaderné vrstvy u potkanů vystavených světlu klesá téměř lineárně v závislosti na osvětlení klece, a to v rozmezí 133–950 lx. Reciprocita ale platí pouze pro poškození typu II, zatímco pro poškození typu I platí jiná závislost, protože se při něm vytváří opravné procesy, které ovlivňují úroveň vytvořeného poškození. Dále bylo prokázáno, že existují kvalitativní rozdíly mezi poškozením způsobeným nízkou intenzitou a poškozením způsobeným vysokou intenzitou,

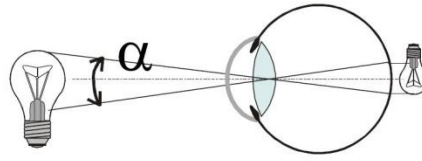
že rychlost degenerace je přímo úměrná síle osvětlení a míra degenerace sítnice a epitelové vrstvy je větší u zdrojů s vysokou intenzitou [135].

Fotochemické poškození sítnice může být způsobeno i kumulativním působením záření. Noell demonstroval kumulativní účinek světla na poškození sítnice u potkanů. Dokázal, že jedna 5 minutová expozice nevyvolá významný účinek, zatímco tři nebo čtyři expozice, každá po dobu 5 minut s pauzou mezi ozařováními 1 hodinu, vedou k významnému poškození sítnice. Překvapivým faktem je, že rozdělení celkového ozáření na jednotlivé dávky může mít větší účinek, než pokud by byl ozařovaný objekt vystaven osvětlení bez přerušení. Kumulativní účinek však nenastává, pokud se sítnice zotaví z předchozího poškození během pauzy mezi ozařováními před další expozicí záření [82].



Obrázek 20 Pohyby oka: vlevo dlouhodobý pohled, kdy se zobrazovaný obraz pohybuje po sítnici a ozařuje velkou plochu; vpravo krátkodobý pohled, kdy je ozářena malá část sítnice [106]

Dalším důležitým faktorem při vzniku poškození sítnice optickým zářením jsou pohyby očí, které jsou důležité při fotochemicky vyvolaném poranění, zatímco u tepelně vyvolaného poranění jejich význam a vliv klesá. Pohyby očí zvětšují ozářenou oblast sítnice a zvyšují úhlové rozložení energie na sítnici (viz obrázek 20). Rozsah pohybů očí závisí na délce expozice. Při krátkých expozicích dominují malé oční pohyby, zatímco při velmi dlouhých expozicích nad 1000 s více dominuje větší pohyb oka a úhlový rozsah očních pohybů je nejméně 0,1 rad. Úhel potřebný pro prostorové zprůměrování záření malého zdroje pro porovnání s fotochemickou hranicí sítnice je tedy spojen s úhlovým rozsahem očních pohybů. Pro stanovení úrovně expozice fotochemických efektů na sítnici a doby trvání expozice kratší než 100 s se doporučuje úhel 0,011 rad. Pozorovací úhel 0,011 rad představuje úhel pro minimální pohyb oka, který je spojen s fixací pohledu na určitý bod. Fixace na bod pro delší trvání než 10 s se obvykle vyskytuje pouze tehdy, je-li nutná koncentrace pohledu na konkrétní cíl, např. při svařování nebo při kontrole vyvolaného filmu. Pro delší trvání expozice není rozsah pohybů očí obecně charakterizován a silně závisí na zrakovém úkonu nebo prostředí, ve kterém je vykonáván. Pro dobu expozice 10 000 s je určena hodnota pozorovacího úhlu 0,110 rad (maximální doba integrace pro nebezpečí modrého světla). Zorná pole 11 mrad a 110 mrad odpovídají obrazům na sítnici 190  $\mu\text{m}$  a 1,9 mm [52].



Obrázek 21 Zobrazení světelného zdroje na sítnici [106]

Jelikož existuje geometrický vztah mezi okem a zdrojem (viz obrázek 21), může se průměr obrazu na sítnici  $d_r$  v  $\mu\text{m}$  vztahovat k úhlovému rozpětí zdroje  $\alpha$  v mrad, za předpokladu standardní ohniskové vzdálenosti oka 17 mm:

$$d_r = 17 \cdot \alpha \quad (\mu\text{m}; \text{mm}, \text{mrad}). \quad (5.4)$$

Tento vztah lze použít pouze při výpočtu s malými úhly, jak je znázorněno v kapitole 2.3 v tabulce 5.

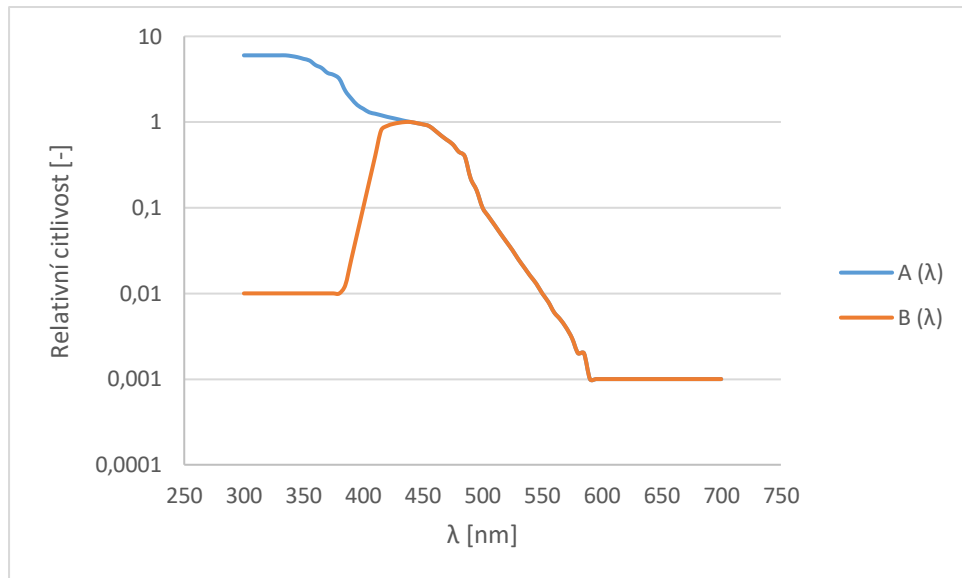
Vzhledem k omezením v zobrazovacím procesu oka je minimální úhlový rozměr bodu na sítnici, označovaný jako  $\alpha_{min}$ , přibližně 1,7 mrad, který odpovídá rozměrům bodu na sítnici přibližně 25 až 30  $\mu\text{m}$ . Taková velikost zobrazeného zdroje může být realizována buď velmi malým zdrojem, nebo vzdáleným zdrojem nebo dobře kolimovaným laserovým paprskem [106].

Do první poloviny dvacátého století bylo známo, že světlo může poškodit sítnici pomocí tepelného mechanismu. V roce 1962 Vos ale spočítal, že dlouhý pohled na slunce způsobuje nárůst teploty oka pouze o 2° C. O několik let později přišel Noell s rozsáhlou studií o tom, co se nyní označuje jako fotochemické poškození sítnice [82]. Později Ham [45] popsal akční spektrum poškození sítnice u makaků. Pro viditelné a UV záření klesala náchylnost k poškození sítnice od krátkých po dlouhé vlnové. Ham využil pro svůj výzkum záření z laserů na několika vlnových délkách od 442 do 1064 nm po dobu expozice od 1 do 1000 s, aby určil minimální ozáření potřebnou pro poškození sítnice. Zjistil, že delší expozice vyžadují méně energie pro poškození sítnice, než by se dalo očekávat. Také zjistil, že záření na vlnové délce 442 nm je 100 až 1000krát škodlivější než záření o vlnové délce 1064 nm. Léze způsobené energií 1064 nm byly popáleniny, zatímco léze způsobené energií 442 nm jsou způsobeny chemickými procesy. Tento jev se začal nazývat "nebezpečí modrého světla", "aktinické poškození sítnice" a "fotické zranění". Různá akční spektra vlivu záření na sítnici byla zkoumána u různých živočišných druhů, např. potkanů, makaků, veverek nebo králíků. Hamovo akční spektrum slouží jako základ pro mezinárodní standardy ochrany proti poškození sítnice laserem a jinými světelnými zdroji. Noellovo akční spektrum nebylo standardizováno, protože se předpokládalo, že se vztahuje pouze na hlodavce. Noellovo akční spektrum je ale často považováno za jediné, které se dá použít při výpočtech lehkého poškození sítnice, protože se zohledňuje vliv rhodopsinu. Ve výzkumu sítnice byla účinnost fotochemické reakce definována různými způsoby, například jako viditelná mikroskopická změna ve struktuře sítnice [83].

Na základě Hamova akčního spektra bylo vytvořeno akční spektrum pro nebezpečí modrého světla. Pro každou vlnovou délku je uvedena váhová hodnota, která odpovídá účinku záření o vlnové délce na sítnici. Standardní váhová funkce  $B(\lambda)$ , která vychází z Hamova akčního spektra, byla vytvořena Slineym a Bitranem. Funkce pak byla přijata Americkou konferencí vládních průmyslových hygieniků, která tuto funkci využila k vytvoření mezních hodnot záření pro expozici člověka. Nejúčinnějšími vlnovými délkami pro poškození oka jsou vlnové délky v rozmezí



400 až 500 nm, čili oblasti modrofialového spektra. Z tohoto důvodu, se používá název pro tento druh rizika „nebezpečí modrého světla“. Kromě funkce  $B(\lambda)$  pro normální zdravé oko existuje i další funkce  $A(\lambda)$ , která byla později vyvinuta na základě studií Hama pro opice s chirurgicky odstraněnou čočkou. Tento výzkum byl vytvořen z důvodu simulace pozorovacích podmínek pacientů, kteří prodělali operaci katarakty a jejich oko je bez čočky (afakické oko) nebo jejich čočka není schopná absorpce UV-A záření. U afakického oka představuje UV záření 67 %, fialové světlo 18 % a modré světlo pouze 14 % nebezpečí pro sítnici. Obrázek 22 znázorňuje dvě různá akční spektra působení nebezpečí modrého světla:  $B(\lambda)$ , které představuje akční spektrum pro standardní oko (fakické) a  $A(\lambda)$  pro oko afakické [93].



Obrázek 22 Akční spektrum nebezpečí modrého světla

Limity expozice oka na nebezpečí modrého světla vycházejí převážně z poranění sítnice po experimentálním ozáření zvířat. Dále byly vzaty v úvahu informace z poranění lidských sítnic způsobených pohledem na slunce nebo při svařování. Mezní hodnoty expozice sítnice byly převážně odvozeny z experimentálních údajů získaných z ozáření laserovými zdroji. Při experimentálním určování prahových hodnot tvorby zranění se s narůstající expozicí výsledná zranění vyhodnocují pomocí oftalmoskopie. Výsledný efekt je hodnocen binárně – buď způsobil, nebo nezpůsobil léze na sítnici. Účinná dávka, která má 50% pravděpodobnost poškození, se běžně označuje jako prahová dávka. Poranění, způsobené fotochemickou reakcí na sítnici, je pozorovatelné po více jak 24 až 48 hodinách po expozici. Limity expozice pro viditelnou oblast záření obsahují základní předpoklad, že většina venkovních expozic je nepřímá nebo mimo osu oka. Normálně tato expozice není nebezpečná pro oči, s výjimkou prostředí, které vytváří odrazy od povrchů jako je sníh nebo písek. Pro fotochemické poškození oka nesmí dávka záření váhovaná funkcí  $B(\lambda)$  překročit za čas expozice od 0,25 s do 10000 s hodnotu  $100000 \text{ J}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{sr}^{-1}$ . Pro časy delší než 10000 s se limit udává v hodnotách záře a to konkrétně  $100 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{sr}^{-1}$ . Jelikož hodnoty záře jsou vztažené k hodnotě zorného úhlu, je potřeba zorný úhel upravit tak, aby bylo zajištěno stanovení maximální expozice na sítnici. Pro časy ozáření 100 s a kratší se používá zorný úhel 0,011 radiánů pro stanovení nebezpečí ozáření [52]. Pro časy delší jak 100 s ale kratší než 10000 s se používá funkce pro výpočet zorného úhlu:

$$\alpha = 0,011 \cdot t^{0,5} \text{ (rad; s)} \quad (5.5)$$

Pro časy expozice delší než 10000 s se používá při měření a vyhodnocování zorný úhel 0,11 rad [52].

Pokud má člověk afakické oko, jsou maximální hodnoty expozice jiné než pro zdravé oko. Afakické oko může vzniknout několika způsoby. Při chirurgickém odstraňování katarakty a před implantací nitrooční čočky jsou pacienti vystaveni ultrafialovému záření z chirurgických světelných zdrojů. Velmi příležitostně se také jedinec může narodit bez čočky v oku. Navíc UV propustnost čoček je mnohem vyšší u dětí mladších 2 let než u starších dětí a dospělých. Za těchto zvláštních podmínek existuje nebezpečí afakického fotochemického poškození sítnice. Jedná se o závažnější typ nebezpečí. V případě afakie by měla být v podmínkách vystavení působení UV záření použita další oční ochrana proti UV záření. Hodnota nebezpečí pro konkrétní zdroj se vypočte podle váhové funkce pro afakické oko a nesmí překročit  $1 \text{ MJ} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$  během doby do 10000 s v intervalu vlnových délek 300 až 700 nm. Oko u dětí mladších než 2 roky propouští více ultrafialového záření než oko dospělého člověka a je zapotřebí mít kvalitní ochranu oka pro vyvíjející se sítnici dítěte. Váhová funkce  $A(\lambda)$  by proto měla být použita pro posouzení nebezpečnosti zdrojů světla, kterým jsou děti vystaveny [52].

### 5.2.2 Tepelné poškození sítnice

V úvodu kapitoly 5.2 byl teoreticky popsán vznik tepelného poškození na sítnici optickým zářením. Jak již bylo zmíněno, tento děj nastává ve velmi krátkém čase vysoce intenzivním zářením. Fototermální poškození vzniká přenosem zářivé energie fotonu z optického záření do tkáně sítnice. Foton je absorbován molekulou tkáně pouze tehdy, pokud je jeho energie ekvivalentní energetickému rozdílu mezi aktuálním energetickým stavem molekuly a povolenou vyšší energetickou hladinou. Pro vlnové délky světla na konci viditelného spektra, stejně jako vlnové délky světla v blízkosti infračerveného záření v rozmezí vlnových délek 600 až 1400 nm, převažují stavy vibrační energie nad stavy buzení chemických reakcí. Molekuly ve tkáních spíše než aby nabývaly vyšší excitační stavy, mají tendenci získávat vibrační energii. Tato získaná kinetická energie je rozptýlena v momentě, kdy do sebe molekuly vzájemně naráží a jejich teplota se zvyšuje. Schopnost světla způsobit zvýšení střední kinetické energie je nepřímě úměrná vlnové délce světla. Čím kratší je vlnová délka, tím větší je potenciální zvýšení kinetické energie, a tím pádem je i vyšší teplota během expozice. Trvání tepelné expozice je obvykle mezi 0,1 a 1,0 s. V závislosti na rozsahu poškození vyvolaném nárůstem tepelné energie, mohou buňky během tohoto procesu podléhat apoptóze (buněčná smrt) během tepelného poškození pro teplotní rozsah 55–58 °C, apoptóze a nekróze pro závažnější tepelné poškození o teplotě 60–68 °C a bezprostřední buněčné nekróze při nejzávažnější tepelné expozici o teplotě tkáně 72 °C a vyšší [107][136].

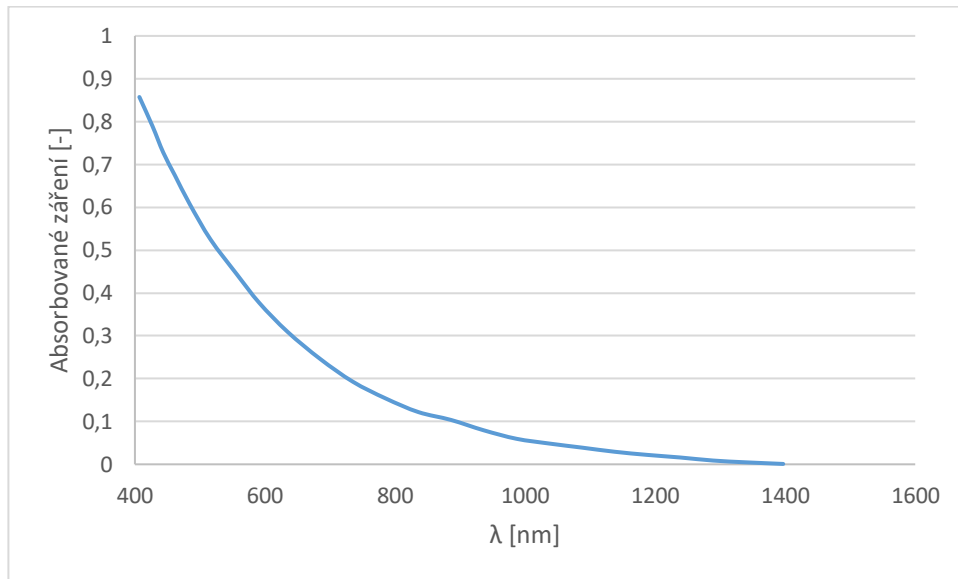
Tepelné poranění sítnice převažuje u ozáření sítnice pod prahovou hodnotou pro termomechanické účinky záření a pro dostatečně dlouhé expoziční doby, pro které lze aplikovat klasické zákony vedení tepla. Tepelné poranění je způsobeno dobou expozice v rozmezí od mikrosekund do doby, kdy intenzita sítnicového ozáření bude dostatečně vysoká na to, aby vyprodukovala zvýšení teploty v ozářeném místě nad okolní teplotu sítnice obvykle o více jak 10 °C. Tepelné poškození tkáně musí být hodnoceno z hlediska rychlosti tepelného přestupu, kdy závislost času a teploty ozářeného místa určuje rozsah poškození. Poškození sítnice při teplotním nárůstu sítnice nad okolní teplotu o 55 °C po dobu 1 s je ekvivalentní teplotám 38, 30 a 23 °C pro doby expozice 10, 100 a 1 000 s. Pro ozáření na sítnici je nárůst teploty a doba potřebná k dosažení teplotní rovnováhy ve vztahu s velikostí obrazu na sítnici. Čím menší je velikost bodu na sítnici, tím nižší bude nárůst teploty v ozářeném místě a bude tak dosaženo rychlejší teplotní rovnováhy [46].



Důležitým faktorem ovlivňujícím tepelné poškození sítnice je doba expozice ozáření. Tato doba může být rozdělena na dvě části, a to delší nebo kratší než 150 ms. Délka doby je důležitá, protože odpovídá averzivní reakci oka na intenzivní světlo, kdy se oko brání mrknutím. Obvyklá odezva na velmi jasné světlo, které dopadá s vysokým jasem na sítnici v rozsahu vlnových délek 380 až 780 nm, má za následek mrkání, mhouření oka a odvrácení oka. Tyto pohyby mají reakční dobu 150 až 300 ms. U časů expozice pod 150 ms není možné, aby oko tak rychle zareagovalo na intenzivní jas. Pokud by ale nastala taková situace, je zapotřebí velmi vysoká hodnota ozáření sítnice, která může způsobit poranění v krátkém čase. Tato hodnota je ale mnohem vyšší, než jakou produkují konvenční světelné zdroje. Například při expozici 100 ms je mezní hodnota pro sítnici od 50 do 1000 W.cm<sup>-2</sup> v závislosti na velikosti obrazu na sítnici. U časů expozice nad 150 ms způsobí nižší ozáření sítnice zranění, ale pravděpodobnost, že k němu dojde, je snížena schopností vyvarovat se pohledu jasnému světlu [12].

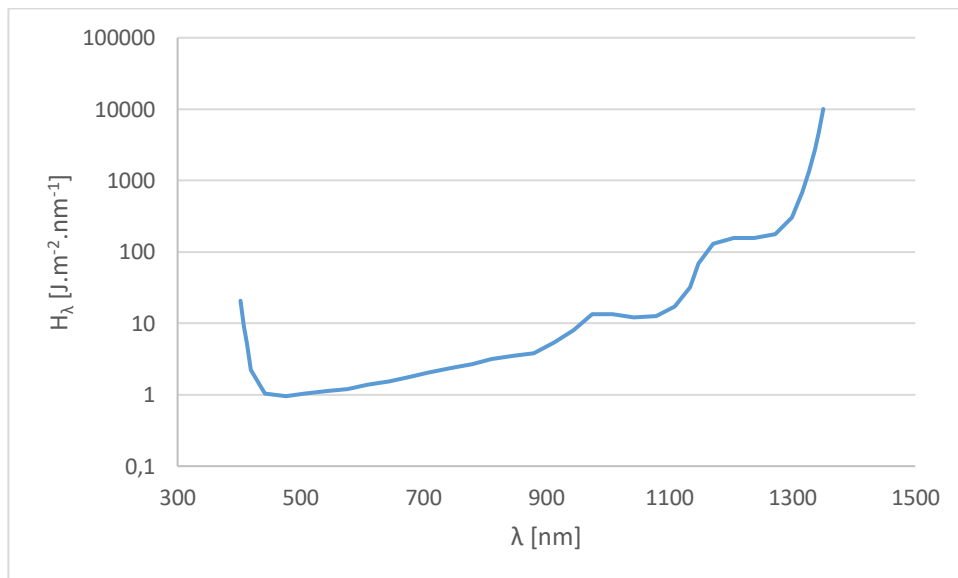
Tkáň, která obklopuje absorpční místo, může mnohem snadněji odvádět absorbované teplo pro velikost obrazu mezi 10 μm až 50 μm v průměru, než pro velké rozměry obrazu řádově okolo 1 mm. Prahové hodnoty retinálního poškození ve stejné časové oblasti 0,1 s až 10 s také vykazují velkou závislost na velikosti obrazu. Například intenzita ozáření 1 až 10 W.cm<sup>-2</sup> představuje minimální hodnotu ozáření pro obraz 1 mm, ale pro vytvoření stejného typu léze pro obraz o velikosti 20 μm je vyžadována hodnota ozáření okolo 1 kW.cm<sup>-2</sup>. Tato závislost vysvětluje skutečnost, že pozorování slunce s obrazem na sítnici 160 μm nezakrytým okem nevytváří na sítnici žádné poranění. Pokud je ale slunce pozorováno přes dalekohled, nezvětšuje se sítnicové ozáření, ale velmi se zvětšuje velikost sítnicového obrazu, díky kterému je větší šance na způsobení poranění sítnice. Tato závislost však není tak výrazná pro krátké doby expozice okolo 1 ms. Dalším důležitým faktorem pro rozsah poranění je místo dopadu záření na sítnici. Různé oblasti sítnice (fovea, makula nebo periferní sítnice) mají v zorném poli různé role a význam ztráty jejich funkce může mít vliv na zrakový orgán. Největší zraková ostrost existuje pouze pro centrální vidění a ztráta této oblasti sítnice dramaticky redukuje vidění. Pokud dojde k poškození periferní sítnice, dokáže mozek ztrátu části sítnice vykompenzovat [108].

Za předpokladu, že teplota potřebná pro prahové poškození není závislá na vlnové délce dopadajícího záření, je možné odvodit akční spektrum pro tepelné poškození sítnice na základě přenosu a absorpce oční tkáň, které jsou závislé na vlnové délce. Před dopadem na sítnici musí záření projít rohovkou, čočkou a sklivcem. Přenosové vlastnosti těchto částí oka byly měřeny řadou studií jak pro lidské, tak i zvířecí oči. Nejlépe jsou popsány oči makaka rhesus, na kterém bylo provedeno velké množství studií, zabývajících se absorpcí, propustností oka a také laserem způsobené poškození sítnice.

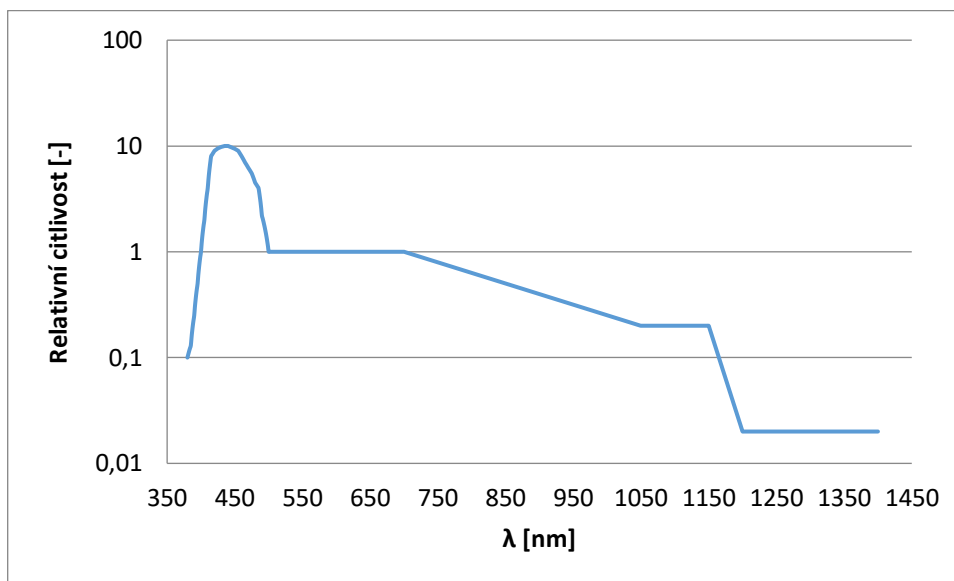


Obrázek 23 Spektrální absorpce retinového epitelu [72]

Akční spektrum pro tvorbu nebezpečí tepelného poškození sítnice lze získat výpočtem, kdy se ve výpočtu uvažuje spektrální propustnost oka (viz obrázek 8) a spektrální absorpce retinového epitelu (viz obrázek 23). Z těchto dat lze predikovat výsledné akční spektrum. Pro potvrzení této predikce byly provedeny experimenty na makacích, kdy byla vytvářena expozice laserového záření po dobu 100 ms a z výsledku poškození tkání sítnice testovaných opičích očí se pak stanovila střední efektivní spektrální dávka tvorby tepelného poškození (viz obrázek 24) a z ní se pak vypočetlo výsledné akční spektrum [72][73]. Data týkající se makaka rhesus byla získána měřením do 1100 nm, zbytek dat byl vypočten extrapolací do 1400 nm. Akční spektrum tepelného poškození sítnice znázorňuje obrázek 25.



Obrázek 24 Střední efektivní spektrální dávka (ED50) tvorby tepelného poškození sítnice [72]



Obrázek 25 Akční spektrum tvorby tepelného poškození sítnice  $R(\lambda)$  [28]

Velkým nebezpečím pro sítnici jsou tělesa zahřátá na vysokou teplotu, která vyzařují málo záření ve viditelné oblasti spektra. Do oka dopadá malé množství světla a zornice se roztáhne na velký průměr. Záření nevyvolává vizuální podnět, na sítnici dopadá malé množství světla, ale velké množství IR záření, které může způsobit poškození. Toto nebezpečí mohou způsobit infrazdroje s odstíněnou viditelnou složkou záření nebo jiné IR zdroje, které nevyzařují ve viditelné oblasti. Rozsah spektra, které je schopné způsobit toto poškození, je 770 až 1400 nm. Vyšší vlnové délky už jsou pohlceny čočkou a rohovkou a nedopadají tak na sítnici. Aby se zabránilo tepelnému poškození sítnice IR zářením při slabém vizuálním vjemu, neměly by hodnoty infračerveného záření v rozmezí vlnových délek 770 nm až 1,4  $\mu\text{m}$  překročit hodnotu:

$$L_{IR} \leq 6000 \text{ (W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{sr}^{-1}; \text{W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{sr}^{-1}) \text{ pro } t > 10 \text{ s.} \quad (5.6)$$

Tato zář je naměřená pro zorný úhel oka větší než 0,011 rad a je vážená podle váhové funkce  $R(\lambda)$ . Úhel při měření ale nesmí překročit hodnotu 0,1 rad [53].

### 5.2.3 Vliv světla na biorytmy

Kapitola věnující se vlivu světla na biorytmy člověka sice nesouvisí přímo patologickými vlivy optického záření na lidské tělo, ale úzce souvisí s jeho fotobiologickými projevy. Z tohoto důvodu byla kapitola zařazena do disertační práce.

Život se vyvinul a přizpůsobil rytmickému prostředí. Všechny živé organismy jsou ovlivňovány východem a západem slunce. Některé organismy, které žijí v přílivových oblastech, mohou mít navíc rytmy navázané na příliv a odliv. V důsledku této rytmicity v prostředí lze pozorovat, že fyziologické a psychologické proměnné se vztahují k různým periodám rytmů - denní rytmy (24 hodinové) jsou pozorovatelné pro všechny organismy, zato měsíční rytmy (24,8 hodin) jsou u některých mořských tvorů. Tyto biorytmy jsou každodenně opakované u zdravých jedinců, kteří žijí normální životní styl. Tento rytmus má stejnou periodu, stejný průběh a stejné fázování průběhu. Existují rytmy, které mají periodu jinou než 24 hodin. Rytmy s periodou kratší než 20 hodin jsou popsány jako ultradiánní a rytmy, jejichž perioda je v řádu hodin, jsou známé jako circhorální, rytmy s periodami delšími než 28 hodin, se nazývají infradiánní [99].

Cirkadiální rytmy regulují každodenní fyziologické a behaviorální procesy organismů a velký vliv na cirkadiální rytmy hraje prostředí, ve kterém organismy žijí. Aktivita organismů se projevuje během dne nebo noci, v závislosti na tom, zda se jedná o denní nebo noční organismy. V minulém století byla provedena řada výzkumů na dobrovolnících, při kterých se zkoumal vliv okolí na biorytmy dobrovolníků. Wever v roce 1979 [130] vybral skupinu dobrovolníků pro svůj experiment. Ti byli zavřeni v místnosti, která byla izolována od okolního prostředí před hlukem, elektromagnetickým zářením, měla konstantní teplotu a vlhkost. Z počátku experimentu byla synchronizace rytmů s prostředím navozována zvukem gongu. V další části experimentu tento podnět zmizel. V poslední fázi experimentu byl opět spuštěn synchronizační zvuk a rytmy dobrovolníků se s ním znovu srovnaly. Během části bez synchronizačního zvuku byl cyklus spánku a bdění dobrovolníků více jak 24 hodin. V synchronizační části byla délka „dne“ standartních 24 hodin. V experimentu Minorse a Waterhouse v roce 1984 [76] byly dobrovolníkům navozeny obdobné podmínky jako v předešlém experimentu. Při těchto konstantních podmínkách byly rytmické vstupy z prostředí účinně odstraněny. Výsledky experimentu ukázaly, že některé rytmy pokračovaly se stejnou amplitudou. Tyto rytmy pocházejí zevnitř organismu, a jsou proto nazývány endogenní a jsou řízeny vnitřními hodinami. U jiných rytmů byla amplituda rytmu menší, protože chyběly rytmické změny v prostředí. Tyto rytmy jsou řízené exogenním prostředím a nazývají se denní. Tyto dvě složky (endogenní a exogenní) jsou obvykle ve fázi v normálním prostředí. To znamená, že vnitřní „hodiny“ a aktivity organismu jsou sladěny se životním prostředím. Tyto a další experimenty z pozdějších let, například experiment Redferna a kol. z roku 1991 [99], byly jedny z prvních, které potvrdily existenci vnitřních hodin člověka.

Vnitřní hodiny v izolaci od okolního prostředí ale nepracují přesně s periodou 24 hodin, ale s cirkadiální (*circa*, okolo; *dian*, den) periodou. Tento termín vytvořil jeden ze zakladatelů chronobiologie Franz Halberg [128]. Popisují rytmické děje v rozsahu 20 až 28 hodin. Lidé mají délku periody rytmu přibližně 24,25 hod. Lidé, kteří mají tendenci chodit spát pozdě a vstávat také pozdě, mají tzv. pozdní chronotyp a délka jejich rytmu je delší než 24,25 hodin. U lidí, kteří mají tendenci vstávat brzy a chodit spát brzy, je délka jednoho denního rytmu kratší než 24,25 hodin. U zvířat je délka rytmu druhově specifická. Některá zvířata, jako opice nebo veverky, mají délku rytmu stejnou jako člověk. Křečci mají naopak délku rytmu kratší než jeden den, a to 23 hodin. Zatím ale nebylo nalezeno vysvětlení, proč hodiny některých živočišných druhů běží pomalu a jiné naopak rychle. Co je ale pro vnitřní hodiny všech živočichů důležité, je synchronizace světlem a tmou [49][99].

Jak bylo zjištěno v experimentu Wevera, cirkadiální rytmy jsou synchronizovány s okolním světem vždy nějakým podnětem. Dominantní synchronizátor z prostředí je střídání dne a noci. Vystala proto otázka, jaká intenzita světelného záření může změnit chod cirkadiálních rytmů. V roce 1980 přišel Lewy se svým týmem s výzkumem, ve kterém se touto otázkou zabývali. Pro svůj výzkum využili čtyři ženy a dva muže. Výzkum probíhal v nočních hodinách. Vliv světla na cirkadiální rytmy byl vyhodnocován ze změny množství melatoninu v krvi. Melatonin je tzv. spánkový hormon, který je produkován v noci epifýzou. Melatonin ovlivňuje v lidském těle řada procesů, například periodické denní změny teploty, působí jako scavenger volných radikálů, spouští fotoperiodické změny u živočichů i rostlin, napomáhá usínání apod. Testovaní dobrovolníci byli ozařováni první noc zářivkami Vita-Lite, které vytvářely osvětlenost v pohledovém místě 500 lx, další noc žárovkami o intenzitě osvětlení 2500 lx a další noc byli ozařeni žárovkami o intenzitě osvětlení 1500 lx. Délka ozaření byla dvě hodiny. Poté šly testované osoby opět spát. Koncentrace melatoninu se snižovala v čase 10 až 20 minut poté, co byly osoby vystaveny záření 2500 lux, a dosáhla téměř denních hodnot během 1 hodiny expozice. Poté, co šly osoby znovu spát

v tmavém prostředí, koncentrace melatoninu se okamžitě zvyšovala a během 40 minut byla na hladině naměřených před expozicí. Světlo ze zářivek o hodnotě osvětlenosti 500 lx nesnížilo hladinu melatoninu a po návratu do tmavého prostředí nedošlo ke změně. U dvou osob, které byly vystaveny světelnému záření 1500 luxů, se koncentrace melatoninu snížily na hodnoty mezi hodnotami naměřenými při expozici 500 a 2500 luxů. Návrat k normálním nočním koncentracím po vystavení jedinců 1500 luxům byl podobný jako po expozici 2500 luxů. Koncentrace melatoninu u osob probuzených a osob vystavených osvětlenosti 500 lx zářivkovému světlu se významně nelišila od koncentrace naměřené během spánku. Data ukazují fakt, že vystavení se světlu má vliv na sekreci melatoninu. Jelikož při 1500 lx došlo jen k mírnému poklesu hladiny, na výsledné snížení hladiny melatoninu měla velký vliv i intenzita osvětlení. Například u potkanů je produkce melatoninu potlačena již při osvětlenosti v řádu jednotek luxů o 50 % [69].

Další výzkumy potvrdily hlavní vliv světla na synchronizaci cirkadiálních rytmů. Czeisler [32] v roce 1986 prováděl experiment s dobrovolníky, kterým během experimentu nastavoval různou délku světelné expozice. V jedné fázi experimentu bylo osobám řečeno, že cykly zapínání a vypínání světla budou náhodné. U osob se vytvořily vlastní cykly, kdy jim byla vypnuta světla, pokud šly testované osoby spát a když se probudily, tak byla světla rozsvícena. Za těchto okolností cirkadiální rytmy testovaných osob běžely volně. Následně byly osoby stimulovány 24 hodinovými cykly světla a tmy a střídavě byly tyto cykly prodlužovány nebo zkracovány. Na konci experimentu byl čas již konstantní. Osoby byly v prostorách, kde se osvětlenost pohybovala mezi 7000 až 12000 lx. Otázkou ale bylo, jak je světlo vnímáno, jestli pouze zrakem, nebo je vnímáno i jinými orgány. V roce 1995 byly proto Czeislerem [33] provedeny experimenty s nevidomými lidmi. Slepí dobrovolníci, kteří neměli oči, vykazovali volně běžící rytmy s poruchami spánku, které jsou běžné u nevidomých. Jiní dobrovolníci, kteří oči měli, ale byli jinak slepí, vykazovali normální cirkadiální rytmy. Pro porovnání mezi dobrovolníky byli i lidé bez zrakových vad. Czeisler u nich potlačil sekreci melatoninu a posunul jejich cirkadiální rytmus díky vystavení jasnému světlu o osvětlenostech 6000 až 13000 lx pro světelnou část experimentu. Část experimentu ve tmě měla intenzitu osvětlení 0,02 lx. Některé dobrovolníky také vybavil maskou na oči, která zamezila vstupu světla do očí dobrovolníků. U těchto dobrovolníků pak neprobíhala synchronizace rytmů se světlem. Tyto výzkumy tak potvrdily, že oko je jediným orgánem lidského těla, v němž se nachází fotoreceptory.

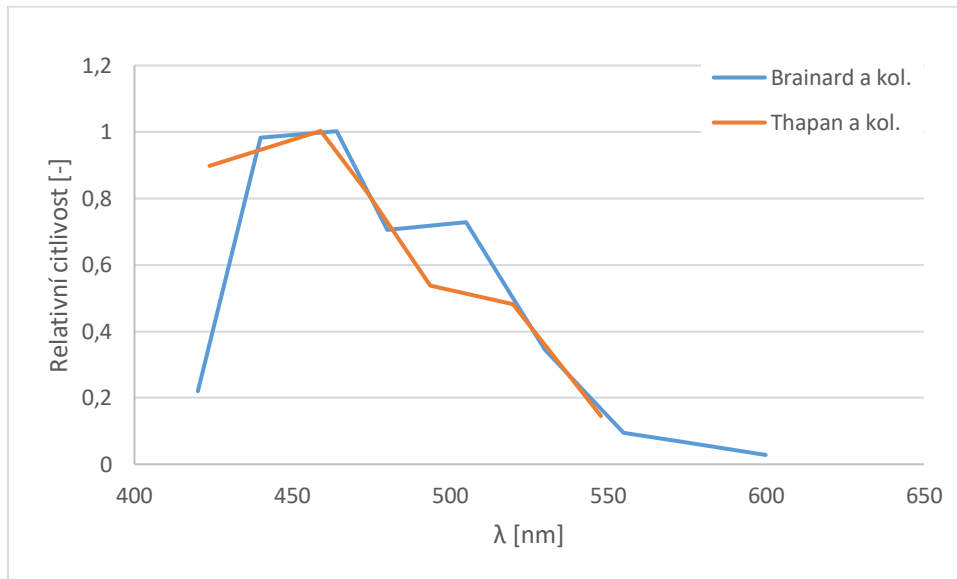
Důležitý objev [77] pro výzkum cirkadiálních rytmů nastal v roce 1998, kdy byl objeven nový fotoreceptor v oku savců. Byl to překvapivý objev, protože se myslelo, že anatomie oka je dostatečně prozkoumána. Nový lidský opsin, který se nachází v buňkách vnitřní sítnice, byl objeven Provenciem v roce 2000 [94]. Nový opsin dostal název melanopsin. Průzkum 26 anatomických míst na těle ukázal, že u lidí se melanopsin nachází pouze v oku v gangliových buňkách – ipRGC (intrinsically photosensitive Retinal Ganglion Cells) buňky. Výzkumy také ukazují, že výskyt melanopsinu u savců je omezen na buňky v gangliové vrstvě a ve vrstvách amakrinních buněk primátů a myši v sítnici. Melanopsin není podobný opsinům ve fotoreceptorových buňkách, které iniciují vidění. Vnitřní retinální lokalizace melanopsinu naznačuje, že se neúčastní vidění, ale spíše zprostředkovává neobrazové fotoreceptivní úkony, jako je regulace cirkadiálních rytmů nebo potlačení epifyzárního melatoninu. Melanopsinové buňky vycházejí ze sítnice, tvoří tzv. retinohypotalamický trakt a vedou do suprachiasmatických jader hypotalamu. Melanopsin je jediný ze čtyř známých opsinů savců, který má nevisuální funkci a nachází se v gangliové vrstvě sítnice.

Před objevením nového fotoreceptoru se pokoušelo vyloučit vliv tyčinek a čípků v oku na cirkadiánní rytmy. Tyto experimenty [95] byly prováděny na potkanech, kteří měli genetickou poruchu, která zapříčinila degeneraci tyčinek a čípků v oku. I když pokusní potkaní nemohli vidět, tak jejich rytmy byly synchronizovány s denní periodou. Pokud se ale potkanům chirurgicky odstranily oči, tak schopnost synchronizace zmizela.

V roce 1998 vyšel článek Campbella a Murphyho [15], který byl velmi inovativní a tvrdil, že světlo dopadající na kůži ovlivňuje synchronizaci cirkadiánních rytmů a produkci melatoninu. Svě tvrzení podpořili výzkumem, kterého se zúčastnilo 15 dobrovolníků (13 mužů a 2 ženy). Výzkum probíhal v nočních hodinách a dobrovolníci během experimentu buď spali, nebo byli vzhůru. Dobrovolníkům byla osvětlována podkolenní jamka a okolní osvětlení v místnosti bylo na úrovni 20 až 50 lx. Aby neviděli, zda jsou ozařováni na podkolenní jamce, dostali dobrovolníci speciální sukně, které jim zakrývaly výhled od pasu dolů. Při 18 z 24 měření byla zjištěna odezva produkce melatoninu během expozice světla na kůži. Dále výzkum navrhl mechanismus přenosu informace z kůže do mozku, ale záhy byl zpochybněn [134] a ukázalo se, že během něj byla intenzita okolního světla vyšší, takže produkce melatoninu byla narušena okolním světlem. U velké části dobrovolníků nedošlo během spánkové části experimentu ke změně produkce melatoninu. Celý experiment byl zopakován a bylo provedeno celkem 22 měření na dobrovolnících. Během opakování byly vytvořeny fáze: 0 lux v místě oka a na podkolenní jamce, 0 lx v místě oka a až 13 000 lx v podkolenní jamce a > 9 500 lx v místě oka a 0 lx v podkolenní jamce. Během experimentu byly hodnoceny hodnoty melatoninu testovaných dobrovolníků před a po ozáření. Během ozařování oka došlo k potlačení sekrece melatoninu, ale při ozáření podkolenní jamky se hodnoty melatoninu v krvi dobrovolníků neměnily. Tento výzkum ukazuje, že expozice očního světla je nezbytná pro regulaci sekrece melatoninu.

V roce 1997 prováděli Morita a Tokura experimenty [80] s různými spektry za účelem zjištění vlivu světla na lidský organismus. Zjistili, že účinky světla na rytmus tělesné teploty a produkci melatoninu se liší v závislosti na jeho vlnové délce. Světlo s dlouhými vlnovými délkami, jako je světlo s nízkou teplotou chromatičnosti (teplé odstíny světla) nebo červené světlo, mělo malý vliv na lidské biologické rytmy. Naopak zelené a modré světlo nebo světlo s vysokou teplotou chromatičnosti (studené odstíny světla) mělo mnohem větší vliv. Dobrovolníci byli ozáření dávkami 1000 lx a 2500 lx vybraného záření.

V roce 2001 byla definována Brainardem [13] a Thapanem [125] akční spektra sekrece melatoninu v lidském organismu. Obě studie byly zaměřeny na hledání akčního spektra ipRGC buněk. Brainard stanovil akční spektrum srovnáním počtu fotonů potřebných pro stejný biologický účinek pro různé vlnové délky. Pro měření byly použity vlnové délky v rozsahu 420 až 600 nm. Tento rozsah byl rozdělen celkem na 9 skupin vlnových délek. Pro každý díl bylo vybráno 8 zdravých dobrovolníků, kteří byli vystaveni osmi různým intenzitám záření konkrétní vlnové délky. Mezi jednotlivými expozicemi byl stanoven čas 6 dnů na zotavenou dobrovolníků. Expozice trvala vždy okolo 90 minut. Po expozici byl dobrovolníkům odebrán vzorek krve a tento vzorek byl pak otestován na obsah melatoninu. Brainard našel maximum akčního spektra na vlnové délce 464 nm. Obrázek 26 zobrazuje Brainardovo akční spektrum. Brainardovo akční spektrum se hodí pro vyhodnocování krátkodobých i dlouhodobých účinků na ipRGC buňky. Pokus Thapana probíhal podobně jako pokus Brainarda jen s jiným počtem dobrovolníků (22 dobrovolníků) a jinou dobou expozice (30 až 45 minut). Thapan našel maximum akčního spektra na vlnové délce 459 nm. Obrázek 26 zobrazuje i Thapanovo akční spektrum.



Obrázek 26 Akční spektra sekrece melatoninu podle Brainarda [13] a Thapana [125]

V roce 2003 prováděl Lockley experimenty [71] s citlivostí ipRGC buněk na jednotlivé vlnové délky a zjistil, že při expozici světla o vlnové délce 460 nm se produkce melatoninu potlačí dvakrát více než při expozici zeleným světlem o vlnové délce 555 nm při stejné intenzitě záření. Při svém experimentu ozařoval dobrovolníky 6,5 hod. a po ozáření šli dobrovolníci spát a nebyli vystaveni záření. Během spánku jim pak byla měřena koncentrace melatoninu v krvi. Při ozáření monochromatickým zářením o vlnové délce 460 nm byla expozice melatoninu dvojnásobně potlačena než při 555 nm. Osoby, které byly ozářeny modrým světlem, měly během experimentu méně výpadků pozornosti a také měly rychlejší reakce na zvukové podněty než osoby osvětlené zeleným světlem. Lockley také přišel s faktem, že metrika fotonových luxů je nevhodná pro vyhodnocování melanopického ozáření.

Osvětlení různých oblastí lidské sítnice vyvolává rozdílné reakce v potlačení melatoninu. Tímto jevem se zabývala studie Glickmana a kolegů z roku 2003 [43], ve které bylo cílem porovnat změny hladin melatoninu v plazmě, když byly světelné expozice stejného osvětlení a stejné fotonové dávky podány do vyšších, nižších a plných očních zorných polí. Studie se zúčastnilo devět zdravých jedinců. Těm byly nasazeny plexisklové oční štíty, které byly upraveny tak, aby umožnily selektivní expozici vyšších a nižších polovin sítnice každého pozorovatele. U dobrovolníků bylo také zjišťováno, zda nemají poškozené zorné pole, aby se mohli účastnit experimentu. Dobrovolníci byli vystaveni bílému světlu po dobu 90 minut v čase mezi 2:00 a 3:30 v noci. Experimenty byly prováděny formou pěti testů: (1) plná retinální expozice 200 lx, (2) plná retinální expozice 100 lx, (3) expozice na dolní části sítnice 200 lx, (4) expozice na horní části sítnice při 200 lx a (5) kontrolní test tmou. Během experimentu bylo prokázáno, že největší potlačení melatoninu nastalo při plné retinální expozici zrovna tak jako u expozice na dolní části sítnice. Potlačení produkce melatoninu při ozáření horní poloviny sítnice bylo méně účinné. Výsledek potlačení melatoninu během ozáření horní poloviny byl srovnatelný s hodnotou při kontrolním testu tmou. Výsledky ukazují, že spodní polovina sítnice přispívá více k supresi melatoninu než horní polovina při stejné hodnotě ozáření.

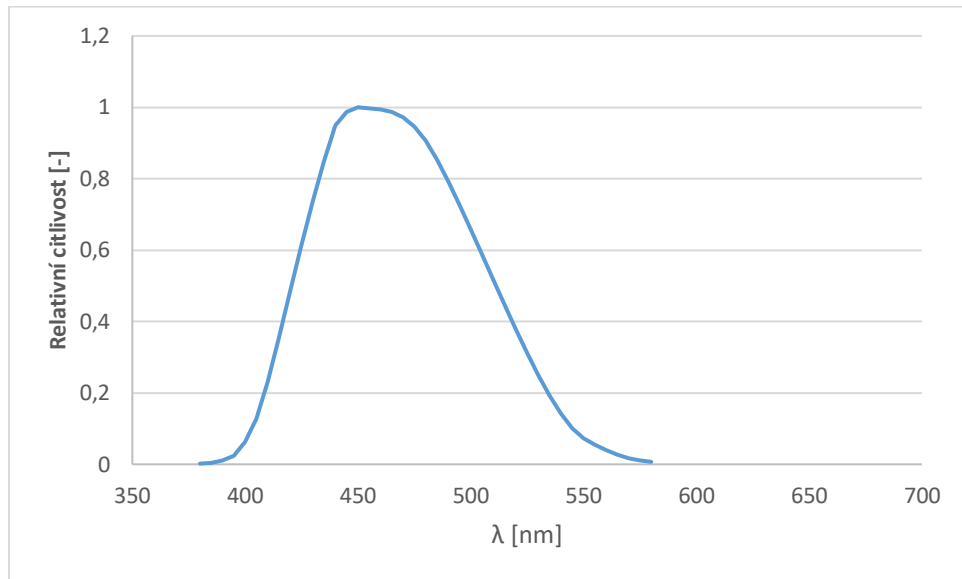
V poslední době se objevují i výzkumy, které se zabývají vlivem nízkých hodnot osvětlenosti na sekreci hormonu melatoninu. Nízké hodnoty osvětlenosti jsou generovány zejména zobrazovacími zařízeními, jako jsou displeje počítačů nebo mobilů. Tyto hodnoty nemohou narušit produkci hormonu melatoninu z krátkodobého hlediska (sekundy až minuty), dlouhodobý pohled

ale může více narušovat sekreci melatoninu [38]. Zeitzer ve svém výzkumu zjistil, že osvětlenost 80 lx pro zářivkové svítidlo s teplotou chromatičnosti 4000 K významně naruší produkci melatoninu po 6,5 hod. expozici [137]. Nejnovější výzkumy na téma ovlivnění produkce melatoninu světelným zářením ukazují, že i velmi nízké osvětlenosti bílým světlem mohou ovlivnit produkci melatoninu. Philips ve svém výzkumu [91] dokázal, že u některých lidí může dojít k polovičnímu potlačení produkce melatoninu už při 6 lx, zato u jiných došlo k té samé reakci až při 350 lx. Tento interval Philip vypočetl ze svého výzkumu, kdy použil 55 účastníků ve věku 18 až 30 let. Dokázal tak, že mezi jednotlivými lidmi je velký rozdíl ve vlivu záření na potlačení melatoninu. Pro svůj výzkum použil zářivky s náhradní teplotou chromatičnosti 4000 K pro intenzivní osvětlenosti. Pro nízké osvětlenosti (desítky luxů) použil žárovkové osvětlení s filtry. Intenzity osvětlení byly během experimentu měřeny v místě, kde se mělo nacházet oko dobrovolníků. Dobrovolníci byli během expozic ozařováni intenzitami od 10 do 2000 lx. Před provedením experimentu byly jejich spánkové cykly hodnoceny podle spánkových monitorů, bylo zjišťováno, zda dobrovolníci nemají poruchu spánku, která by ovlivnila výsledky experimentu.

Různé části oka, zejména čočka s rostoucím věkem absorbují více světla, což ovlivňuje absolutní citlivost sítnice a její zorné pole. Změny přenosu záření skrz oko jsou již vyčíslené [17] a je popsáno, jakou část spektra záření oko ve stáří filtruje a jak se dopadající záření na sítnici mění. Jelikož se v čočce vytváří žlutá pigmentace, která blokuje krátkovlnné viditelné záření, na sítnici tak dopadá méně modré složky, ve srovnání s mladým člověkem [62]. Obrázek 9 znázorňuje propustnost lidského oka v závislosti na vlnové délce a věku člověka. Z této závislosti je vidět výrazný úbytek propustnosti modré složky s přibývajícím věkem člověka. Z pohledu nebezpečí modrého světla se dá mluvit o „sebeobraně“ oka před negativním působením modré složky na sítnici. Naopak z pohledu vlivu na cirkadiánní rytmy je důležitý úbytek modrého světla, které nedopadá na sítnici. Receptory ipRGC tak nemusí být dostatečně aktivovány a starší lidé mohou mít problém se synchronizací biologických hodin. Pro světelné zdroje se studenou barvou je změna množství modrého světla z důvodu stáří člověka významnější než pro zdroje s teplou barvou. Tohoto jevu se dá využít při ochraně lidí před zářením ze zobrazovacích displejů a jiných umělých světelných zdrojů. Mladý člověk (mladší 40 let) je náchylnější na narušení cirkadiánních rytmů z těchto umělých zdrojů světla než člověk starší 40 let [16].

Vyhodnocování melanopické ozáření je založené na výzkumech citlivosti ipRGC buněk. Z počátku se pro popis vlivu optického záření používaly fotopické veličiny. Jak už bylo popsáno v dřívějších kapitolách, fotopické veličiny popisují vizuální podnět způsobený světlem, které aktivuje tyčinky a čípky. Spektrální citlivost je pak dána křivkou V ( $\lambda$ ). Záření, které ale ovlivňuje cirkadiánní rytmy, je vnímáno jiným receptorem. Tento receptor má i jiné akční spektrum, které se skládá z jiného poměru než receptory vizuální, a rozdílná je i účinnost záření, která má vliv na aktivaci systému. Spektrální citlivost na světlo ipRGC buněk je dána křivkou C ( $\lambda$ ), která vznikla interpolací akčních spekter Brainarda a Thapana. Obrázek 27 zachycuje akční spektrum melanopických receptorů, které je standardizované v normě DIN V 5031-100:2009-06 [35].





Obrázek 27 Akční spektrum melanopických receptorů [35]

Pro kvantifikaci cirkadiálního záření byla vytvořena řada metodik. Některé srovnávají cirkadiální záření světelného zdroje, jiné metodiky zavádějí nové veličiny a postupy výpočtu. Mezi nové veličiny lze zařadit „cirkadiální světlo“ (circadian light – zkratka veličiny  $CL$ ) a „cirkadiální podnět“ (circadian stimulus – zkratka veličiny  $CS$ ), které byly vytvořeny Reou a kolegy [96][97][98]. Obě veličiny se vztahují k nočnímu potlačení produkce melatoninu hodinovou expozicí konkrétního záření. Veličina  $CL$  je definována v intenzitách ozáření, ne v hodnotách záře nebo jasu, protože tyto dvě veličiny jsou důležité pro tvorbu obrazu na sítnici, která ale není považována za důležitou pro cirkadiální systém.  $CL$  je spíše geometricky popsána z hlediska hustoty zářivého toku na rohovce, a proto je geometricky srovnatelná s osvětlením v oku. Tyto dvě veličiny jsou součástí matematického modelu, který slouží pro kvantifikaci cirkadiálního záření pro jakékoliv spektrální ozáření. Jednotky  $CL$  byly udávány v hodnotách  $W \cdot m^{-2}$ . Jelikož tyto hodnoty nebyly intuitivní, byla tato veličina přetvořena a revidována a vznikla veličina nová –  $CL_A$ . Použití této veličiny je jednodušší, protože se její hodnoty vztahují k jednotkám osvětlenosti. Jakákoliv hodnota  $CL_A$  může být vypočtena z hlediska referenční hodnoty osvětlenosti 1000 lx od světelného zdroje typu A, která se rovná 1000 jednotkám  $CL_A$ .  $CL_A$  se tedy numericky rovná fotopickému osvětlení, kdy světelný zdroj typu A produkuje 1000 lx, ale může se pro některé zdroje významně lišit, a to kvůli jejich spektrální distribuci a hodnotě osvětlenosti v důsledku nelineárních výpočetních operací při výpočtu  $CL_A$ . Pro výpočet  $CL_A$  se používají následující dva vztahy:

$$CL_A = 1548 \left[ \int M_c(\lambda) \cdot E(\lambda) \cdot d\lambda + \left( a_{b-y} \left( \int \frac{S(\lambda)}{mp(\lambda)} \cdot E(\lambda) \cdot d\lambda - k \int \frac{V(\lambda)}{mp(\lambda)} \cdot E(\lambda) \cdot d\lambda \right) - a_{rod} \left( 1 - e^{-\frac{\int V(\lambda) \cdot E(\lambda) \cdot d\lambda}{RodSat}} \right) \right) \right] \quad (5.7)$$

$$\text{platí pokud } \int \frac{S(\lambda)}{mp(\lambda)} \cdot E(\lambda) \cdot d\lambda - k \int \frac{V(\lambda)}{mp(\lambda)} \cdot E(\lambda) \cdot d\lambda > 0$$

nebo

$$CL_A = 1548 \int M_C(\lambda) \cdot E(\lambda) \cdot d\lambda \quad (5.8)$$

$$\text{platí pokud } \int \frac{S(\lambda)}{mp(\lambda)} \cdot E(\lambda) \cdot d\lambda - k \int \frac{V(\lambda)}{mp(\lambda)} \cdot E(\lambda) \cdot d\lambda \leq 0,$$

kde  $CL_A$  je cirkadiánní světlo,  $M_C(\lambda)$  je akční spektrum citlivosti melanopsin pro konkrétní vlnovou délku, korigované o propustnost oční čočky,  $S(\lambda)$  je akční spektrum čípku pro modrofialové vidění,  $mp(\lambda)$  je propustnost pigmentu žluté skvrny,  $V(\lambda)$  je spektrální citlivost lidského oka pro fotopické vidění,  $V'(\lambda)$  je spektrální citlivost lidského oka pro skotopické vidění,  $RodSat$  je poloviční saturační konstanta pro tyčinky  $6,5 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$ ,  $k$  je konstanta  $k = 0,2616$ ,  $a_{b-y}$  je konstanta  $a_{b-y} = 0,7$  a  $a_{rod}$  je konstanta  $a_{rod} = 3,3$  [96][97][98].

Cirkadiánní podnět  $CS$  pro daný světelný zdroj je definován jako relativní účinnost  $CL$  nebo  $CL_A$  pro vytvoření vnímatelné cirkadiánní odpovědi. Následující vztah se používá pro přiřazení dané hodnoty  $CL$  nebo  $CL_A$  k odpovídající hodnotě  $CS$ .  $CS$  nabývá hodnoty mezi 0 až 0,75, která charakterizuje relativní účinnost světelného zdroje jako podnětu pro cirkadiánní systém. Tento vztah byl částečně vytvořen na základě dat získaných Brainardem a Thapanem.

$$CS = 0,7 - \frac{0,7}{1 + \left( \frac{CL_A}{355,7} \right)^{1,1026}} \quad (5.9)$$

Důvody, proč bylo vytvořeno kvantitativní vyhodnocování  $CL$ ,  $CL_A$  a  $CS$ , jsou klíčem k pochopení toho, jak světlo a tma ovlivňují lidské zdraví a pohodu. Bez kvantitativního popisu cirkadiánního světla a jeho účinků je obtížné učinit významný pokrok v odhalení problémů, které se skrývají v narušení cirkadiánních rytmů. Uvedené vztahy jsou komplikované, protože záření, které je nutné k významnému cirkadiánnímu podnětu, není jen vnímáno ipRGC buňkami, ale i tyčinkami a čípkami [97]. Výsledky elektrofyziologických experimentů ukazují, že zatímco ipRGC axony (vodivé buňky) jsou hlavním kanálem světelných signálů do vnitřních hodin, ipRGC dendrity (přijímací buňky) dostávají nepřímý vstup z tyčinek a čípků. Z tohoto důvodu je ve vztahu zahrnuto skotopické a fotopické vidění [70].

Další metodou pro výpočet aktivního modrého světla pro potlačení produkce hormonu melatoninu je ekvivalentní melanopický lux ( $E_{ML}$ ) [56]. Tato veličina byla definována organizací International WELL Building Institute a má za cíl přepočítávat fotopické luxy na luxy melanopické podle vztahu:

$$E_{ML} = E_{Fot.} \cdot R, \quad (5.10)$$

kde  $E_{ML}$  je ekvivalentní melanopický lux,  $E_{Fot.}$  je lux fotopický a  $R$  je poměrná veličina mezi intenzitou ozáření vyzářenou v melanopické oblasti spektra k intenzitě vyzářování v oblasti fotopické.

Jelikož jsou vztahy mezi fotopickými a melanopickými jednotkami dané, lze vytvářet přístroje, které jsou specializované na měření melanopických veličin, ať už jsou to melanopické luxmetry, spektrometry vyhodnocující cirkadiánní aktivační index, jasové kamery nebo melanopické dosimetry.

Gall pro svá měření využívá melanopický jasoměr ve formě digitálního fotoaparátu. Jedná se o typ LMK color od firmy Technoteam. Gall ve svém článku rozebírá, že lze vytvořit  $C(\lambda)$  filtr podobně jako filtr  $V(\lambda)$ . Přístroje, které by ale byly vybaveny plným  $C(\lambda)$  filtrem nejsou dosud známé. Vzhledem k současným znalostem křivky  $C(\lambda)$  se totiž používá jen částečné filtrování, které odpovídá křivce  $C(\lambda)$  částečně. Jedním z typů detektorů, který se dá použít pro melanopická měření, jsou křemíkové detektory, které mají dobrou citlivost. Křemíkové detektory jsou vhodné pro prostorové měření melanopické záře a distribuce aktivačního cirkadiánního indexu. Při tomto řešení ale nastanou dvě odchylky od ideálního řešení. Prvním problémem je, že křivka  $C(\lambda)$  nemá Gaussovský průběh – v oblasti krátkých vlnových délek má strmější čelo než v oblasti vyšších vlnových délek. Druhým problémem je, že stávající filtry a skla mají pro vyšší vlnové délky problémové hrany a nedokáží tak vytvořit požadovaný průběh [40][124].

Další metodou hodnocení množství modrého světla ve spektru jsou melanopické dosimetry. Nejznámějšími melanopickými dosimetry jsou Daysimeter od Andrewa Biermana [9] z Polytechnického institutu v New Yorku a LichtBlick/LuxBlick [51] od Sylvie Hubalek ze Spolkové technické vysoké školy v Curychu. Oba přístroje jsou principiálně velmi podobné. Přístroje mají za úkol dlouhodobě měřit vertikální osvětlení a efektivní ozáření s chronobiologickými účinky v blízkosti oka. Obě čidla u LichtBlick jsou připevněna buď na rám brýlí, nebo na brýlové čočky. Dále jsou připojena prostřednictvím kabelu do řídicí jednotky a pro záznam dat do mini-počítače, který je připevněn na opasku kolem pasu. Počítač lze ovládat a zjišťovat si měřená data na displeji v průběhu měření. Funkce jsou zajímavé pro uživatele, protože se tak mohou dozvědět informace o jejich světelném prostředí, např. kde získat dostatečné množství světla. U přístroje LichtBlick má každé čidlo jako optický prvek kosinový nástavec pro rovnoměrné získávání světla z prostředí. Fotopické čidlo má sensitivitu podle  $V(\lambda)$  křivky a má rozsah měřených hodnot od 0 do 5000 lx. Melanopické čidlo má rozsah měřených hodnot od 0 do  $700 \mu\text{W}/\text{cm}^2$  a sensitivitu podle křivky  $C(\lambda)$ . Přístroj Daysimeter je funkčně velmi podobný jako LichtBlick, jen s tím rozdílem, že se dá pověsit na krk nebo dát za ucho podobně jako sada handsfree. Komerčně podobné zařízení, jako obě předchozí, vyrábí Philips pod názvem Actiwatch Spectrum Plus. V případě Philipsu se jedná o chytré náramkové hodinky, které měří životní funkce a také osvětlenost a částečně rozpoznávají i spektrum světla [9][51][90].

## 5.3 Vliv IR záření na lidský organismus

Infračervené záření vysílá každý zahřátý předmět. Jeho intenzita a spektrum se řídí Planckovým zákonem. IR záření dává člověku při dostatečné intenzitě pocit tepla a tepelné pohody. Pokud je ale záření velmi intenzivní, může způsobit popáleniny kůže nebo poškození předního oka.

### 5.3.1 Katarakta způsobená IR zářením

První zmínka o účincích IR záření na krystalickou čočku byla v roce 1739. Mnoho autorů poukázalo na vztah mezi určitými typy šedého zákalu a povoláním vyžadujícím vystavování se vysoké teplotě. Meyenhofer v roce 1886 jako první studoval skláře a poskytl údaje o počtu pracovníků, u kterých se vyvinul šedý zákal. Popsal zadní opacitu na čočce, která byla později brána jako rané stadiu katarakty způsobené IR zářením. V roce 1912 Vogt tvrdil, že šedý zákal je způsoben přímou absorpcí IR záření čočkou. Časem se ale zjistilo, že přední čočkový epitel zornice nebyl ovlivněn zářením, ale část čočky pod okrajem zornice má podobné poškození jako od UV záření. Ta část čočky, která je pokryta duhovkou, vykazuje čočkovité opacity, ale ta část čočky, která je vidět skrz zornici, nebyla poškozena. Jedna z hypotéz, která se snažila vysvětlit tento jev, tvrdila, že šedý zákal je způsoben interferencí s řasnatým tělesem a následným rušením metabolismu čoček. Další hypotéza tvrdila, že katarakta, která se nachází pod duhovkou, je způsobena nepřímo zvýšením teploty, které je absorbované duhovkou. Zahřívání duhovky absorpcí viditelného a infračerveného záření je považováno za faktor, který hraje roli v rozvoji opacit v krystalické čočce, přinejmenším pro krátké expoziční časy [74][108].

Přímá absorpce čočkou způsobuje poškození přímou degradací proteinů v čočce. Například Nd:YAG laser při ozáření  $1 \text{ W.cm}^{-2}$  na povrchu rohovky po dobu expozice 60 s zvýší teplotu za duhovkou dostatečně na to, aby vznikla katarakta na předním povrchu čočky. Pokud je ale čočka ozařována dlouhodobě nízkými intenzitami záření, šedý zákal se začíná rozvíjet i v části čočky, která není pokryta duhovkou. Část čočky za duhovkou ale nevyvíjí kataraktu při nižších ozářeních pro dlouhé časy expozice [108].

Poranění se vyskytuje při dlouhodobé expozici IR záření. Vyskytuje se především u zaměstnanců hutí, tavičů kovů a sklářů, zaměstnanců válcoven a jiných profesí, které pracují se silně zahřátými předměty. Bylo provedeno množství studií, které toto poranění odhalily u velkého množství zaměstnanců hutního a sklářského průmyslu. Tito lidé museli pracovat v odvětví hutnictví minimálně 5 let, aby se u nich rozvinuly nějaké následky. Testy se prováděly i u zaměstnanců, kteří již nebyli pracovní aktivní a byli v důchodu. Lydahl a Philipson prováděli výzkum mezi pracovníky, kteří pracovali ve sklářském průmyslu a vyskytovali se v exponovaných místech s vysokým IR zářením. Testy provedli mezi pracovníky, kterým bylo více jak 50 let a pracovali v odvětví déle než 20 let. Během vyhodnocování pracovníky rozdělili na skupiny s lehkým šedým zákalem, mírným šedým zákalem a zcela neprůhlednou čočkou. Přesná hodnota poškození oka opakovaným IR zářením nejde určit. U pracovníků ve sklářství a hutnictví, kteří byli vystaveni v horkém prostředí infračervenému ozáření řádově 80 až 400  $\text{mW.cm}^{-2}$  denně po dobu 10 až 15 let, se vyvinuly čočkovité opacity. Z vyhodnocených dat (viz tabulka 8) je vidět, že nejvíce osob s poškozenou čočkou je mezi pracovníky v seniorském věku. Studie ale zdůrazňuje, že u zkoumaných osob se může rozvíjet kromě katarakty způsobené IR zářením i katarakta stařecká, způsobená věkovou degenerací čočky. Expozice čočky je ovlivněna relativní polohou zdroje a stupněm uzavření víčka. Po akutním ozáření je latence poranění 60 až 90 dní [74].

Tabulka 8 Výsledek studie vzniku katarakty mezi pracovníky ve sklářském průmyslu [74]

Věk pracovníků a typ dávky	Typ poškození čočky a procentuální zastoupení ve zkoumané skupině [%]		
	Lehký šedý zákal	Mírný šedý zákal	Neprůhledná čočka
50 až 59	8	2	2
60 až 69	33	7	5
70+	41	14	23
Velká dávka záření	44	5	20
Velká dávka záření 70+	47	6	25
Dlouhodobá expozice	33	15	23
Dlouhodobá expozice 70+	37	17	24

Studie ukazují, že opacity v čočce vytvořené IR záření leží v přední subkapsulární oblasti čočky. Opacity se jeví jako diskrétní bělavé tečky nebo granule. Po dostatečné expozici granule nebo bělavé tečky vytvoří rozptýlenou bělavou neprůhlednou hmotu. Exponované oči IR zářením byly sledovány po dobu 45 dnů a během této doby nebyl pozorován přechod opacity z přední části čočky do zadní. Opacity v přední části vybledly a zmizely během 6 týdnů po expozici. Žádná z opacit indukovaných buď celým spektrem záření, nebo IR zářením nevytvořila zadní subkapsulární opacitu. Akutní katarakta indukovaná infračerveným zářením je přední subkapsulární opacita, zatímco zadní subkapsulární opacitu způsobuje především normální proces stárnutí čočky, který může nebo nemusí být urychlen vystavením infračervenému záření nebo faktory z okolního prostředí [53][74].

### 5.3.2 Popálení rohovky

Rohovka je pro IR-A záření (780 až 1400 nm) zcela propustná. Pro IR-B záření vytváří poměrně úzké absorpční pásy díky obsahu vody pro vlnovou délku 1430 nm a 1959 nm. Absorpce záření rohovkou nad 2000 nm je velmi vysoká, takže rohovka je velmi citlivá na ohřev infračerveným zářením o vyšších vlnových délkách. Prahová hodnota pro poškození rohovky je ovlivněná absorpčními vlnovými délkami díky obsahu vody. Záření v pásmu vlnových délek IR-C záření může vyvolat popálení na rohovce podobné tomu na kůži. Bylo zjištěno, že zadní povrch rohovky po vystavení infračervenému záření vykazuje větší poškození než přední povrch rohovky. Dostatečně vysoké intenzity infračerveného záření při poškození rohovky způsobují okamžitou a intenzivní bolest rohovky. Averze oka na bolest je díky tomu aktivována velmi rychle a oko se přimhouří. Z tohoto důvodu je vzácné pozorování popálenin rohovky. Sensorická nervová zakončení rohovky jsou velmi citlivá na všechna zvýšení teploty a zvýšení teploty o 10 °C způsobuje velkou bolest. Zranění může být způsobeno infračervenými lasery, jako jsou například CO<sub>2</sub> lasery, které emitují záření na vlnové délce 10,6 μm, CO lasery s vlnovou délkou 5 μm, HF a DF lasery o vlnových délkách 2,7 - 4,0 μm. Svým zářením mohou způsobit léze na rohovce, pokud jejich záření přeneše na povrch rohovky alespoň 0,5 až 10 J.cm<sup>-2</sup> předtím, než oko stihne

mrknout, aby se uchránilo. Expoziční limity pro infračervené (IR-B a IR-C) lasery jsou  $100 \text{ mW.cm}^{-2}$  na základě laserových studií. Tento limit však předpokládá relativně malou plochu ozáření. Pro expozice z velkých infračervených laserových paprsků nebo jiných nekoherentních zdrojů infračerveného záření musí být hodnota ozáření snížena. Studie s pulzními lasery, jako je například erbiový laser ( $1,54 \mu\text{m}$ ), ukazují, že prahy poranění mohou být okolo desítek nebo stovek  $\text{J.cm}^{-2}$  pro krátké pulsy, při nichž vlnové délky pronikají hluboko do vody. Na druhé straně u  $\text{CO}_2$  laserů, kde hodnota vlnové délky je pouze  $10 \mu\text{m}$  a povrchové zahřívání rohovky je hlavní příčinou poranění, může být prahová hodnota okolo  $1 \text{ J.cm}^{-2}$ . Pro expozice od 1 až do 100 ns a pro HF lasery ( $2,7$  až  $3,0 \mu\text{m}$ ) nebo pro  $\text{CO}_2$  lasery ( $10,6 \mu\text{m}$ ) bylo prokázáno Hamem, že prahová hodnota poranění rohovky je okolo  $0,005$  až  $0,01 \text{ J.cm}^{-2}$  [108].

Aby se zabránilo tepelnému poškození rohovky a možným účinkům na čočku oka (tvorba katarakty), mělo by být infračervené záření v rozmezí vlnových délek  $770 \text{ nm}$  až  $3 \mu\text{m}$  omezeno následovně:

$$E_{IR} \leq 18000t^{-\frac{3}{4}} \text{ (W.m}^{-2}; \text{ s) pro } t < 1000 \text{ s} \quad (5.11)$$

nebo

$$E_{IR} \leq 100 \text{ (W.m}^{-2}; \text{ W.m}^{-2}) \text{ pro } t > 1000 \text{ s} \quad (5.12)$$

V chladném prostředí mohou být tyto limity zvýšeny na  $400 \text{ W.m}^{-2}$  při okolní teplotě  $0 \text{ }^\circ\text{C}$  a přibližně  $300 \text{ W.m}^{-2}$  při teplotě okolí  $10 \text{ }^\circ\text{C}$ . Tyto limity se dají použít tam, kde se IR záření používá například na vytápění. Pokud je tento limit dodržen, teplota čočky ani rohovky nepřekročí  $37 \text{ }^\circ\text{C}$  [53].

### 5.3.3 Tepelné poškození pokožky

Tepelné poranění kůže bývá zejména způsobeno dotykem na horký povrch předmětů nebo popálením párou a horkým plynem. Může být ale také způsobeno sáláním od objektů zahřátých na vysokou teplotu. Silná bolest může být vždy vyvolána v tkáni lidské kůže, kdy je teplota tkáně zvýšena na  $450 \text{ }^\circ\text{C}$ . Tato teplota také odpovídá prahu poranění, pokud expozice optickému záření trvá mnoho sekund. Většina konvenčních zdrojů, jako jsou například obloukové výbojové zdroje, jsou zařízení, která nevytváří významné intenzivní záření, jež by mohlo způsobit poranění kůže v době kratší, než je přirozená ochranná reakční doba na intenzivní teplo. V roce 1955 byl proveden experiment s pomocí obloukové lampy, kdy jejímu záření byla vystavena plocha  $2 \text{ cm}^2$  kůže po dobu  $0,5 \text{ s}$ . Popáleniny prvního stupně (povrchní zčervenání kůže) byly způsobeny ozářením o intenzitě  $12 \text{ W.cm}^{-2}$ . Popáleniny druhého stupně (tvorba puchýřů) nastaly při ozáření  $24 \text{ W.cm}^{-2}$ . Nejhorší typ poranění kůže, třetí stupeň popálení (zničení vnější vrstva kůže) nastal při ozáření  $34 \text{ W.cm}^{-2}$ . Mrtvá tkáň na povrchu poranění slouží jako filtr, který odstraňuje hluboké UV záření (UV-C) a také daleké IR záření (IR-C), aby se nedostalo k živé tkáni. Takové hodnoty ozařování je možné dosáhnout pomocí vysoce výkonných laserů a zaostřených xenonových výbojek. Mezní hodnoty ale závisí na ploše ozářené tkáně. Pro mnohem menší plochu ozářené tkáně (např.  $1 \text{ mm}^2$ ) je vedení tepla mnohem větší a umožňuje vyšší hodnoty ozáření před vznikem poranění. Pokud by došlo k ozáření celého těla, hraniční hodnoty, které by způsobily poranění, budou naopak nižší. V normálním prostředí je nepravděpodobné se setkat s nebezpečnými expozicemi větších oblastí kůže [108].

Prahová hodnota zranění závisí také na délce expozice. Výše uvedené prahové hodnoty platí pouze pro jednu dobu trvání expozice - 0,5 s. Pro dobu expozice kratší než 0,5 s se podstatně zvýší intenzita ozáření potřebná pro poranění. Henriques a spolupracovníci (1947) studovali tento rychlostní proces tepelného poranění v kožních tkáních a poznamenali, že pro větší dobu expozice byla požadována nižší teplota pro koagulaci proteinů a zničení tkáně zvýšenou teplotou. Tepelné poškození závisí na energii absorbované na jednotku objemu nebo hmotnosti, aby se dosáhlo kritického zvýšení teploty. Odrazivost a pronikání záření do kůže výrazně ovlivňuje absorpci energie. Například při porovnání CO<sub>2</sub> laseru a obloukového zdroje může způsobit větší poranění CO<sub>2</sub> laser díky vysoké absorpci kůže IR záření, zatímco viditelné záření obloukové lampy je z velké části kůží odraženo [108].

Odrazivost kůže hraje roli při určení, kolik záření je účinně absorbováno. Obrázek 13 ukazuje spektrální odraznost kůže ve velké části spektra. Odraznost se mění zejména s pigmentací ve viditelném a blízko-infračerveném spektru. Průběh spektrální křivky odrazu ukazuje, jak kůže odráží většinu slunečního záření, které je ve spektrálních pásmech viditelného a blízkého infračerveného záření. Tato skutečnost vznikla jako adaptace na okolní sluneční záření. Vzhledem k tomu, že odraznost pokožky je nízká a absorpce v oblasti dálkového infračerveného záření velmi vysoká, má pokožka spektrální emisivitu téměř 1, která zvyšuje její schopnost zbavit tělo nadměrného tepla zářením. Základní zákon fyziky vyžaduje, aby každý materiál s vysokou emisivitou v infračervené oblasti měl také velmi vysokou absorpční schopnost v těžce spektrální oblasti. Tato téměř úplná absorpce IR-C záření je však nevýhodou pro pracovníky v průmyslových odvětvích, kde existuje vysoká úroveň okolního prostředí s infračerveným zářením. Zatímco by se od většiny povrchů kůže odráželo více než 40 % neodymového laserového paprsku, odrazilo by se od pokožky pouze přibližně 4 % laserového paprsku s 10,6 μm [108].

Pro ochranu kůže před tepelným poškozením by měla být expozice záření po dobu kratší než 10 s omezena na hodnotu:

$$H = 20000t^{\frac{1}{4}} \text{ (J.m}^{-2}\text{; s) pro } t < 10 \text{ s} \quad (5.13)$$

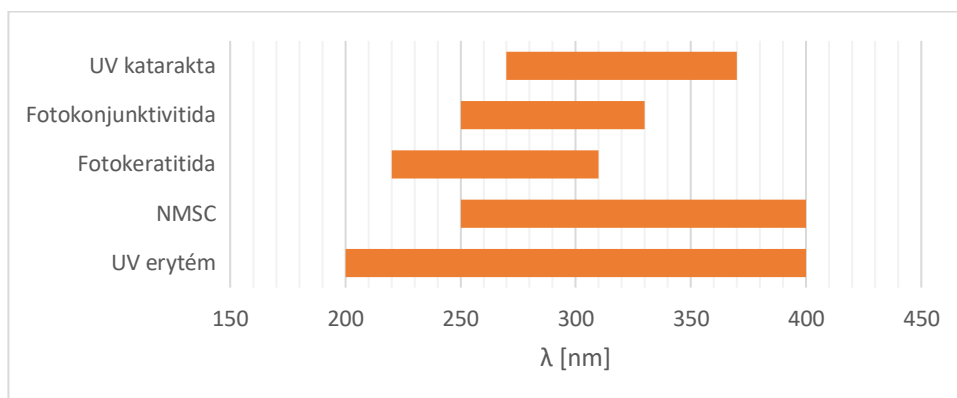
Pro delší dobu trvání expozice není stanoven žádný limit. Pokud člověk ucítí při dlouhodobé expozici pálení na kůži, tak přirozeně schová poraněnou část těla a snaží se zastavit další působení záření. Doba ozáření při dlouhodobé expozici závisí na počáteční teplotě kůže a také na okolní teplotě [53].

## 5.4 Shrnutí

Předchozí kapitoly a podkapitoly měly za úkol přinést základní informace o působení optického záření na lidský organismus. Toto působení může být pozitivní např. pro tvorbu vitamínu D, nebo negativní, např. při nadměrné expozici záření. Speciální kapitolou byla kapitola věnující se cirkadiánním rytmům a vlivu modrého světla na biorytmy člověka. Tato kapitola se zabývala potřebou modrého světla pro synchronizování cirkadiánních rytmů se slunečním cyklem, tak i narušení této synchronizace umělými světelnými zdroji působícími k večeru nebo v noci.

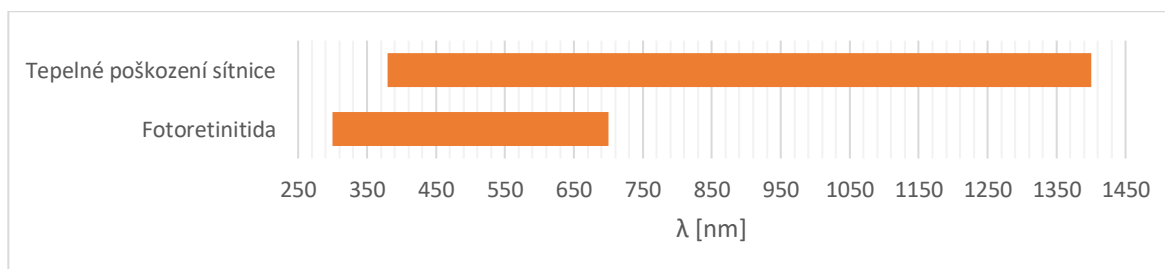
Z informací uvedených v těchto kapitolách je patrné, že UV záření působí zejména v přední oblasti oka. Je to z důvodu jeho malé propustnosti skrz přední segment oka. UV-C záření je z velké části absorbováno rohovkou, kde může způsobit onemocnění fotokonjunktivitu nebo fotokeratitidu. UV-B záření rohovkou částečně prochází a na rohovce může způsobovat dvě již výše zmíněná onemocnění. UV-B záření je ale zejména absorbováno čočkou, v níž při akutním

ozáření způsobuje zákal. Ten může být způsoben i UV-A zářením, které prochází rohovkou bez značných patogenních vlivů. UV záření má negativní vliv nejen na zrak, ale při nadměrné expozici může způsobit popálení kůže, tzv. erytém. Pokud je člověk vystaven opakovaně po dlouhou dobu nadměrným expozicím UV záření, může se u něj vyvinout rakovina kůže, tzv. melanom, který může mít nezhoubný, ale i zhoubný průběh. Nebezpečí UV záření spočívá v tom, že způsobuje poranění, které se projeví až za několik hodin po expozici. Během expozice tak člověk nemá šanci zjistit, že na něj nadměrně září zdroj UV záření. Na obrázku 28 se nachází intervaly akčních spekter, které vyvolávají onemocnění způsobená UV zářením.



Obrázek 28 Intervaly akčních spekter poranění způsobených UV zářením

Poranění, způsobená světelným zářením, se oproti poraněním způsobeným UV zářením, nachází v zadní části oka zejména na sítnici. Přední částí oka viditelné záření prochází bez většího útlumu. Na zadní části oka je viditelné záření schopno způsobovat fotomechanická, fototepelná a fotochemická poškození. Fotomechanické poškození oka nastává během krátkého okamžiku (řádově piko- až nanosekundy) působením velmi silného světelného impulsu, zejména laseru. Fototepelné poškození vzniká při ozáření sítnice intenzivním světelným vyzařováním. Světlo, které místo na sítnici ohřeje o 10 °C a více, způsobuje odumírání buněk. Fototepelné poškození je rychlé řádově v milisekundách až sekundách. Fotochemické poškození sice také způsobuje ohřev sítnice, ale jen o 2 °C. Fotochemické poškození sítnice vzniká při ozáření sítnice viditelným zářením v řádu sekund až tisíců sekund. Při fotochemickém poškození sítnice způsobuje viditelné záření chemické reakce, které poškozují buněčnou strukturu na sítnici. Fotochemické poškození sítnice je známé pod názvem „blue light hazard“ a způsobuje nemoc fotoretinitidu. Oproti UV záření má lidské tělo na intenzivní viditelné světelné záření averzivní reakci. Tato reakce z velké části může zabránit poškození oka tímto zářením. Na následujícím obrázku se nachází intervaly akčních spekter pro tvorbu poranění oka způsobených viditelným zářením.



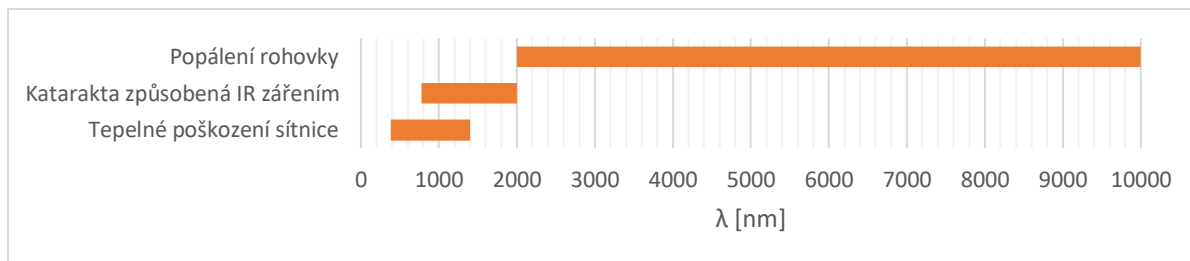
Obrázek 29 Intervaly akčních spekter poranění způsobených světelným zářením

IR záření se chová podobně jako UV záření. Není sice schopno vytvářet chemické reakce v živé tkáni, zato je ale absorbováno v přední části oka. V přední části oka IR záření způsobuje při dlouhodobé expozici zákal v čočce, který je vyvolán zejména IR-A a IR-B zářením. Intenzivní



IR záření je také schopno zapříčinit akutní popálení rohovky, na jehož vzniku se podílí všechny složky IR záření. Pokud je ale člověk ozářen intenzivním IR zářením, pocítí pocit tepla, až pálení, které mu dá najevo, že se nachází v exponovaném prostředí IR záření.

Na obrázku 30 se nachází intervaly akčních spekter pro poranění způsobená IR zářením. Pro porovnání je zde uvedeno i fototepelné poškození sítnice.



Obrázek 30 Intervaly akčních spekter poranění způsobených IR zářením

## 6 NORMY PRO VYHODNOCOVÁNÍ FOTOBIOLOGICKÝCH ÚČINKŮ ZÁŘENÍ

Současné normy zabývající se bezpečností optického záření pro světelné zdroje byly poprvé představeny ve Spojených státech na počátku 90. let. Na vývoji těchto norem se pracovalo už od 70. let. Jejich vývoj byl pomalý, protože tyto normy nebyly nutné, jelikož se tvrdilo, že všechny světelné zdroje pro běžné osvětlovací účely jsou bezpečné. Výjimku tvořily lasery, u kterých se předpokládalo, že jsou naopak velmi nebezpečné a byly pro ně vytvořeny první bezpečnostní normy. Pro některá svítidla a zářiče existovaly bezpečnostní standardy (germicidní zářiče a solární simulátory), protože jejich záření bylo pro pozorovatele z podstaty použití těchto zdrojů nebezpečné. Odborníci v oblasti bezpečnosti a ochrany zdraví v pracovním prostředí a někteří odborníci na fotobiologii, oftalmologii a dermatologii navrhli, že když existují normy vyhodnocující bezpečnost laserů, tak je potřebné vytvořit podobný dokument i pro světelné zdroje pro všeobecné použití. Proto byly stanoveny rizikové skupiny (*Risk Groups* - RG), které odlišují potenciálně rizikové zdroje od těch, které jsou vždy bezpečné, a proto jsou osvobozeny od jakýchkoli požadavků na bezpečný provoz [109].

### 6.1 Historie vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti

První poranění od elektrických světelných zdrojů bylo popsáno v roce 1853, kdy se v lékařské literatuře objevil článek popisující poranění oka a kůže ultrafialovým zářením, vyzařovaným z obloukových lamp. V roce 1900 se v literatuře objevují zprávy o eliminaci tepelného poškození kůže vhodnou konstrukcí baňky žárovky. Ve stejném období se objevují zprávy o eliminaci UV záření pro prevenci fotokeratitidy při použití filtrů absorbujících UV záření u obloukových lamp. Častěji se pak začínají objevovat články o nebezpečných účincích ultrafialového a infračerveného záření na kůži a oko člověka, kdy tyto účinky jsou vyvolány elektrickými zdroji. V roce 1916 vyšla první velká studie, která se snažila vyvrátit mýty o nebezpečí umělého elektrického osvětlení. Jejím autorem byl Frederick H. Verhoeff z Harvard Medical School [109].

U klasických žárovek se ve spektru nevyskytuje velké množství UV záření, a proto tyto zdroje nejsou schopné vytvořit aktinické poškození oka nebo kůže. U žárovek ale existuje jiný problém, a to vysoká teplota vlákna a sálavá energie, kterou produkují. Množství sálavé energie, kterou žárovky vyzařují, není značné, ale i tak se v minulosti objevovaly výjimečné případy popálenin způsobených tímto světelným zdrojem při dlouhé expozici. Větší problém představuje dotyk kůže na rozpálenou baňku žárovky, kdy stačí krátká doba k vytvoření poranění. Baňky žárovek pro běžné osvětlovací účely byly navrženy tak, aby jejich teplota během provozu nedosahovala vysokých hodnot, které by při náhodném doteku mohly způsobit popálení nebo při neopatrné manipulaci požár [109].

Prvním nařízením, které se snažilo omezit UV záření působící na člověka, bylo nařízení z roku 1920, které určovalo maximální hodnotu UV záření, které má působit na člověka na operačním sále. Další nařízení pochází z roku 1948 od Americké lékařské asociace, které určilo maximální hodnotu záření  $0,5 \mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$  z nízkotlakých rtuťových výbojek a germicidních zdrojů, kterému může být člověk vystaven po dobu maximálně 7 hodin (pracovní doba), a hodnotu  $0,1 \mu\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ , které může být člověk vystaven po dobu maximálně 24 hodin. První limity pro UV záření byly představeny v roce 1972 hygieniky a Americký národní institut pro bezpečnost a ochranu zdraví při práci v roce 1972 následně vydal dokument s metodikou hodnocení a prezentoval váhovou funkci  $S_{UV}(\lambda)$  pro výpočty nebezpečí UV záření [109].

V návaznosti na tato kritéria se pak vytvořily podobné metodiky i pro hodnocení laserů v roce 1973. V těchto pokynech se začalo pracovat s termínem expoziční limit, který je důležitý při posuzování konkrétních situací v praxi. Výrobci světelných zdrojů ale mají omezené možnosti popisu nebezpečí světelných zdrojů, protože velmi záleží na konkrétní aplikaci světelného zdroje, která může být jiná, než pro kterou výrobce udal expoziční limit jako bezpečný. Výrobci tak udávají expoziční limity pro obvyklé aplikace světelných zdrojů v optimálních vzdálenostech a dobách ozařování. Z tohoto důvodu bylo navrženo, aby se zdroje pro všeobecné osvětlení hodnotily při osvětlenostech 500 lx, protože tato hodnota osvětlenosti je optimální pro místnosti s dlouhodobým pobytem osob. V těchto místnostech jsou svítidla od osob umístěna v dostatečné vzdálenosti. Pro zářiče, které nevytváří vizuální podnět, nebyla stanovena hodnota osvětlenosti, ale vzdálenost, ve které mají být hodnoceny. Tato vzdálenost je 20 cm [109].

První standardy, zabývající se hodnocením světelných zdrojů, byly v roce 1996 ANSI/IESNA RP27.1 a RP27.3, které byly zaměřené zejména na hodnocení UV nebezpečí. V roce 1997 začala u CIE působit technická komise TC 6-38 pod vedením D. H. Slineyho. Výbor technické komise doporučil doplnit standardy ANSI RP27.1 a ANSI RP27.3. CIE doplnila techniky měření světelných zdrojů a označování a členění zdrojů bylo převzato z amerických standardů. Následně byla vytvořena technická komise CIE TC 6-47 pod vedením Rolfa Bergmana, která měla za úkol vytvořit nový standard pro fotobiologickou bezpečnost. Na tomto standardu se podíleli zástupci světelného průmyslu, akademické obce a odborníci na fotobiologii a optickou bezpečnost. Výsledkem byl CIE Standard S009, který byl publikován v roce 2002. Standard CIE byl vytvořen jako společný standard s IEC v roce 2006 a je označován jako CIES009/IEC62471:2006. Tento standard je stěžejní nejen pro hodnocení světelných zdrojů pro trvalé vyzařování, ale i pro impulsní zdroje. Tyto tři výše zmíněné dokumenty nejsou identické, ale obsahově jsou velmi podobné [109].

## 6.2 ANSI/IESNA RP-27

K vývoji standardu v USA v 70. letech pro hodnocení bezpečnosti vyzařování vedlo znepokojení CDRH (Center for Devices and Radiological Health) ohledně UV záření emitovaného z výrobků, které se dostávaly do rukou veřejnosti jako například horská slunce, fototerapeutické přístroje nebo rtuťové výbojky. V roce 1976 byl zřízen výbor ANSI s pověřením vypracovat směrnice týkající se fotobiologické bezpečnosti světelných zdrojů. V roce 1986 byl tento výbor rozpuštěn a tvorba směrnice byla přenesena na organizaci IESNA. Na tomto dokumentu pak pracovalo i několik odborníků z původního výboru. Výsledný dokument byl vydán k přezkoumání pod názvem ANSI/IESNA RP-27. Po přezkoumání byl dokument stažen, protože se na něj objevila silná kritika [68]. Po odstranění nedostatků a revizi původního návrhu byl standard rozdělen na tři části:

- ANSI/IESNA RP-27.1 – *Recommended Practice for Photobiological Safety for Lamps and Lamp Systems - General Requirements* – standard stanovuje limity expozice, popisuje postup měření a zkušební podmínky, definuje obecné požadavky na označování rizik a druhů nebezpečí a zahrnuje současný stav znalostí fotobiologické bezpečnosti.
- ANSI/IESNA RP-27.2 – *Recommended Practice for Measurement Methods* – standard, který byl tvořen v letech 1996 až 1997. Popisuje referenční metody stanovování hodnot a aspekty radiometrických měření a výpočtů. Jsou zde také zahrnuty nejistoty měření, které mají vliv na limity expozice.

- ANSI/IESNA RP-27.3 - *Recommended Practice for Photobiological Safety for Lamps-Risk Group Classification and Labeling* – standard, který vyšel v roce 1996, popisuje určování správné kategorie nebezpečí a také určuje označení měřeného svítidla varovným znakem

Tyto standardy jsou určeny pro vyhodnocování světelných zdrojů, které vyzařují mezi vlnovými délkami 200 až 3000 nm. Tyto standardy nejsou určeny pro lasery, protože širokopásmové světelné zdroje mají jiné nároky na techniku měření a jiné nároky na expoziční bezpečnostní limity. Standard je zaměřen na vyhodnocování aktinického UV záření, dlouhovlnného UV záření (UV-A), nebezpečí modrého světla, nebezpečí tepelného poškození sítnice jak pro jasné zdroje, tak pro zdroje se slabým vizuálním vjemem a nebezpečím tepelného poškození kůže [3].

Standard RP-27.1 definuje kritéria pro hodnocení nebezpečnosti pro zdroje a světelné systémy, zatímco standard RP-27.3 staví na těchto informacích při klasifikaci rizikových skupin světelných zdrojů. Smyslem RP-27.3 je poskytnout pokyny pro řádnou kategorizaci a klasifikaci světelných zdrojů tak, aby tyto zdroje mohly být řádně aplikovány při návrhu světelných systémů. Světelné zdroje jsou rozděleny do čtyř skupin podle stupně možného nebezpečí spojeného s délkou expozice. Nebezpečí poranění konkrétním zdrojem může nebo nemusí existovat v závislosti na prostředí a faktorech použití zdroje nebo délce expozice. Absolutní stupeň rizika nebo bezpečnosti nelze určit pro většinu zdrojů, pokud není známo konkrétní užití. Tato potenciální nebezpečí se mohou nebo nemusí stát skutečnými riziky. Cílem procesu stanovení klasifikace je poskytnout varovnou informaci jak výrobcům světelných zdrojů a svítidel, tak i koncovým uživatelům. Světelné zdroje se ve standardu dělí na dva základní typy – zdroje pro běžné osvětlovací účely (žárovky, zářivky, výbojky, LED, aj.) a zdroje, které neslouží běžným osvětlovacím účelům (germicidní a pulsní zdroje, zdroje bez vizuálního efektu, aj.). Pro první skupinu zdrojů standard doporučuje vyhodnocování ve vzdálenosti, při které zdroj vytváří osvětlenost 500 lx. Ostatní zdroje standard doporučuje měřit ve vzdálenosti 20 cm. Tato vzdálenost je doporučena z důvodu možného ozáření rukou pracovníků UV zářením při práci v uzavřených boxech nebo je doporučována i z důvodu nejbližšího možného vystavení oka nevizuálnímu světelnému zdroji, který oko ani při provozu nemusí vnímat [3].

Skupiny nebezpečí jsou definované podle závislosti trvání maximální dovolené expozice pro každý typ záření. Jsou stanoveny celkem čtyři skupiny nebezpečí [3]:

- Bezpečné světelné zdroje – vyjmuté zdroje (Risk Group 0) – nevytváří fotobiologické nebezpečí za žádných podmínek. Mezi typické příklady patří většinou matné žárovky, zářivky a LED kontrolky používané v domácích aplikacích. Pokud jsou tyto světelné zdroje začleněny do konečných výrobků (svítidel), nemělo by být požadováno žádné posouzení rizika ani měření těchto výrobků.
- Skupina nebezpečí 1 – nízké nebezpečí (Risk Group 1) – světelné zdroje jsou bezpečné pro většinu aplikací, kromě použití s dlouhou dobou expozice pro oko nebo kůži. Příkladem rizikové skupiny 1 je ruční bateriová svítidla.
- Skupina nebezpečí 2 – střední nebezpečí (Risk Group 2) – světelné zdroje nepředstavují optické nebezpečí, pokud averzní odezva oka omezí dobu expozice nebo je dlouhá doba expozice nereálná
- Skupina nebezpečí 3 – vysoké nebezpečí (Risk Group 3) – světelné zdroje s potencialem, i když krátkodobým nebezpečím, jehož doba je kratší než je doba pro averzivní reakci oka

Aby bylo možné určit rizikovou skupinu světelného zdroje, musí být naměřeno jeho spektrální ozáření nebo spektrální zář ve stanovené vzdálenosti a vyhodnoceno vážené spektrem působení a maximální přípustná doba expozice, která je porovnána s různými expozičními limity. Kontinuální svítící světelné zdroje jsou vyhodnocovány pro osvětlenost 500 lx nebo ve vzdálenosti 20 cm, pokud se jedná o zdroj s minimální tvorbou světelného záření. Časové limity expozic jsou uvedené v tabulce 9.

Tabulka 9 Maximální přípustné doby expozice pro jednotlivé skupiny nebezpečí [3]

Druh nebezpečí	Doba expozice před překročením nebezpečí t <sub>max</sub> (s)			
	Bezpečné zdroje	Nízké nebezpečí (RG 1)	Střední nebezpečí (RG 2)	Vysoké nebezpečí (RG 3)
Aktinické UV záření	30000	10000	1000	<1000
UVA záření	1000	300	100	<100
Nebezpečí modrého světla – malý zdroj	10000	100	0,25	<0,25
Nebezpečí modrého světla	10000	100	0,25	<0,25
Tepelné poškození sítnice	10	10	0,25	<0,25
Tepelné poškození sítnice – slabý vizuální vjem	1000	100	10	<10
Tepelné poškození rohovky	1000	100	10	<10

Výsledné hodnocení světelného zdroje se uvádí ve vztahu k povoleným expozicím definovaným pro každou rizikovou skupinu a tyto hodnoty určují konečnou klasifikaci rizikové skupiny. Kontrolní opatření a výstražné označení je nutno uvést jak v manuálu výrobku, tak i na jeho krytu, pokud se jedná o svítidlo pro konečnou instalaci. Toto označení je důležité, aby uživatel věděl jak má svítidlo provozovat, instalovat nebo z jaké vzdálenosti u něj mohou být lidé a svítidlo po určitou dobu expozice nevyvolá žádné poranění. Svítidla nebo světelné zdroje, které spadají do kategorie RG1 až RG3, je nutno označit štítkem o nebezpečí. Zdroje nebo svítidla ve skupině RG0 nevyžadují žádné označení [3]. Stejnou metodu hodnocení nebezpečí světelných zdrojů používá i EN 62471:2008.

### 6.3 ČSN EN 62471

Standard IEC62471:2006 byl harmonizován jako EN 62471 mezinárodní norma pro Evropskou unii v roce 2008. V českém prostředí byl standard IEC62471:2006 převzat jako ČSN EN 62471 a byl plně přeložen do českého jazyka v roce 2009. Norma stanovuje postup hodnocení světelných zdrojů a svítidel z pohledu bezpečnosti vyzařování a jeho vliv na oko a kůži. V normě jsou stanoveny meze ozáření jednotlivých druhů záření, je zde uvedena referenční technika a způsoby měření pro širokospektrální zdroje používané ve světelné technice. Norma také doporučuje hodnotit fotobiologickou bezpečnost v rozmezí vlnových délek 200 až 3000 nm. Zavádí pojem skupin nebezpečí, které závisí na délce trvání maximální přípustné expozice posuzované pro každý typ fotobiologického nebezpečí - nebezpečí aktinického UV záření, nebezpečí UV-A záření, nebezpečí modrého světla pro sítnici a tepelná nebezpečí viditelného a infračerveného záření. Tabulka 10 zachycuje druhy nebezpečí, které jsou vyhodnocované v ČSN EN 62471, a také možná poškození, která mohou nebezpečí způsobit při překročení maximální doby expozice [28].

V normě EN 62471:2008 jsou světelné zdroje hodnoceny podle stejných limitů maximální expozice jako v případě RP-27. Pro vyhodnocené skupiny nebezpečí existují obdobná doporučení pro návrh opatření jako v RP-27 viz tabulka 11 a jsou prezentované v IEC TR 62471-2:2009.

EN 62471:2008 doporučuje stejně jako RP-27 hodnocení světelných zdrojů pro všeobecné osvětlování ve vzdálenostech, při kterých vytváří osvětlenost 500 lx. Pokud se jedná o zdroje, které nevytváří světlo, hodnotí se tyto zdroje ve vzdálenosti 200 mm od měřicí aparatury. Pokud se vyhodnocují zdroje, které vytváří světlo, ale nejsou schopné vytvořit osvětlenost 500 lx ve vzdálenosti 200 mm a vyšší od měřicí aparatury, hodnotí se tyto zdroje ve vzdálenosti 200 mm, i když jejich osvětlenost nedosahuje 500 lx [28].

Pro každý druh nebezpečí jsou stanoveny meze ozáření, které určují, že u většiny ozářených osob se nevyskytnou ani při opakovaném ozáření negativní zdravotní účinky. Stanovené hodnoty ale nejsou přesnou hranicí mezi bezpečnou a nebezpečnou délkou expozice. Tyto hodnoty mají různý vliv na různé pozorovatele, kteří se mohou lišit věkem, zdravotním stavem nebo zrakovým postižením. Pro stanovení mezí ozáření konkrétním zdrojem je nutné započíst specifické faktory ovlivňující stanovení a použití mezí ozáření sítnice, mezi které patří průměr zornice pozorovatele, úhlové rozpětí měřeného zdroje a zorné pole pro měření [28].

Tabulka 10 Druhy nebezpečí vyhodnocované v ČSN EN 62471 [28]

Druh nebezpečí	Rozsah vlnových délek nebezpečí [nm]	Vyhodnocovaná veličina	Poškození oka	Poškození kůže
Aktinické UV záření	200 – 400 (vážené hodnoty)	$E_S$ [W.m <sup>-2</sup> ]	Fotokeratitida Fotokonjunktivitida Katarakta	Erytém Rakovina
UVA záření	315 – 400	$E_{UVA}$ [W.m <sup>-2</sup> ]	Katarakta	-
Nebezpečí modrého světla – malý zdroj	300 – 700 (vážené hodnoty)	$E_B$ [W.m <sup>-2</sup> ]	Fotoretinitida	-
Nebezpečí modrého světla	300 – 700 (vážené hodnoty)	$L_B$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	Fotoretinitida	-
Tepelné poškození sítnice	300 – 1400 (vážené hodnoty)	$L_R$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	Popálení sítnice	-
Tepelné poškození sítnice – slabý vizuální vjem	780 – 1400 (vážené hodnoty)	$L_{IR}$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	Popálení sítnice	-
Tepelné poškození rohovky	780 - 3000	$E_{IR}$ [W.m <sup>-2</sup> ]	Popálení rohovky Katarakta	-
Tepelné poškození pokožky	380 - 3000	$E_H$ [W.m <sup>-2</sup> ]	-	Popálení pokožky

K normě EN 62471 bylo vytvořeno několik dodatků, které se zabývají různými aspekty vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti:

- IEC TR 62471-2:2009 *Photobiological safety of lamps and lamp systems - Part 2: Guidance on manufacturing requirements relating to non-laser optical radiation safety* – technická zpráva, která není harmonizovaná pro Českou republiku a ani se její harmonizace neplánuje. Zpráva se zabývá značením světelných zdrojů a svítidel tak, aby odpovídalo vyhodnocené skupině nebezpečí a bylo pochopitelné i pro neodbornou veřejnost.
- IEC TR 62471-3:2015 *Photobiological safety of lamps and lamp systems - Part 3: Guidelines for the safe use of intense pulsed light source equipment on humans* – technická zpráva, která opět není harmonizovaná pro Českou republiku a její harmonizace se neplánuje. Zpráva se zabývá hodnocením pulzních světelných zdrojů a jejich nebezpečím.
- IEC TR 62471-4:2020 *Photobiological Safety of Lamps and Lamp Systems - Part 4: Measuring Methods* – technická zpráva, zabývající se měřicími technikami fotobiologické bezpečnosti světelných zdrojů. Její vydání bylo plánováno v roce 2018, v současné době je plánováno na leden 2021 [55].
- ČSN EN 62471-5:2015 Fotobiologická bezpečnost světelných zdrojů a soustav světelných zdrojů – část 5: Projektorů – jedná se o normu harmonizovanou do českého prostředí, která ale není přeložená do češtiny. Zabývá se, jak už její název napovídá, hodnocením fotobiologické bezpečnosti projektorů. Tato norma z ČSN EN 62471 používá délky expozice pro jednotlivá nebezpečí, kategorizaci nebezpečí a techniku vyhodnocování bezpečí.

Tabulka 11 Doporučení pro jednotlivé skupiny nebezpečí a druhy nebezpečí dle IEC TR 62471–2

Druh nebezpečí	Bezpečné zdroje	Nízké nebezpečí (RG 1)	Střední nebezpečí (RG 2)	Vysoké nebezpečí (RG 3)
<b>Aktinické UV záření</b>	-	UPOZORNĚNÍ: Výrobek vyzařuje UV záření. Omezte expozici očí a kůže. Použijte vhodné stínění.	POZOR: Výrobek vyzařuje UV záření. Při expozici může dojít k podráždění očí nebo kůže. Použijte vhodné stínění.	VAROVÁNÍ: Výrobek vyzařuje UV záření. Vyvarujte se kontaktu očí a pokožky s nestíněnými produkty.
<b>UVA záření</b>	-			
<b>Nebezpečí modrého světla</b>	-	-	POZOR: Možné nebezpečné optické záření emitované výrobkem. Nedívejte se na svítící produkt. Záření může být škodlivé pro oči.	VAROVÁNÍ: Možné nebezpečné optické záření emitované výrobkem. Nedívejte se na svítící produkt. Mohlo by dojít k poranění očí.
<b>Tepelné poškození sítnice</b>	-	-	POZOR: Možné nebezpečné optické záření emitované výrobkem. Nedívejte se na svítící produkt. Záření může být škodlivé pro oči.	VAROVÁNÍ: Možné nebezpečné optické záření emitované výrobkem. Nedívejte se na svítící produkt. Mohlo by dojít k poranění očí.
<b>Tepelné poškození sítnice – slabý vizuální vjem</b>	-	UPOZORNĚNÍ: IR záření emitované výrobkem. Nedívejte se na světelný zdroj v provozu.	POZOR. IR záření emitované výrobkem. Nedívejte se na světelný zdroj v provozu.	VAROVÁNÍ. IR záření emitované výrobkem. Zabraňte expozici očí. Použijte vhodné stínění nebo ochranu očí.
<b>Tepelné poškození rohovky</b>	-	UPOZORNĚNÍ: IR záření emitované výrobkem. Použijte vhodné stínění nebo ochranu očí.	POZOR. IR záření emitované výrobkem. Nedívejte se na světelný zdroj v provozu.	VAROVÁNÍ. IR záření emitované výrobkem. Zabraňte expozici očí. Použijte vhodné stínění nebo ochranu očí.

### 6.3.1 Meze ozáření oka a pokožky UV zářením

Aktinické účinky UV záření se vyhodnocují v rozmezí vlnových délek 200 nm až 400 nm. Tato metodika je založena na stanovení bezpečnostního limitu pro oči a kůži. Na oku dokáže aktinické UV záření způsobit podráždění tkáně rohovky a spojivek (fotokeratitidu a fotokonjunktivitidu), které způsobuje záření zejména pod 320 nm. Záření pod 280 nm může způsobit kožní erytém. UV záření mezi 280 nm a 320 nm může způsobit erytém, podobný při opálení až spálení sluncem. Tyto účinky záření jsou úměrné expoziční dávce, kdy záleží na délce a intenzitě ozáření. Spektrálně vážená hodnota energie na jednotku plochy je omezena na  $30 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$  po dobu 8 hodin. Na základě optických vlastností kůže a rohovky se vyhodnocuje pouze záření dopadající do  $40^\circ$  od normály. Zorné pole pro měření zahrnuje úhel maximálně  $80^\circ$  ( $1,4 \text{ rad}$ ) [28].



Hodnota integrované spektrální intenzity ozařování  $E_s$  je definována podle následujícího vztahu a nesmí překročit hodnotu  $30 \text{ J.m}^{-2}$  po dobu ozařování max. 8 hodin z důvodu zajištění ochrany zraku a kůže před poraněním ultrafialovým zářením:

$$E_s \cdot t = \sum_{200}^{400} \sum_t E_\lambda(\lambda, t) \cdot S_{UV}(\lambda) \cdot \Delta t \cdot \Delta \lambda \leq 30 \text{ (W.m}^{-2}, \text{ s; W.m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{ s, nm; J.m}^{-2}), \quad (6.1)$$

kde  $E_\lambda(\lambda, t)$  je naměřená spektrální intenzita ozařování,  $S_{UV}(\lambda)$  je aktinická váhová funkce pro ultrafialové záření,  $\Delta \lambda$  je měřená šířka pásma vlnových délek,  $t$  je délka expozice.

Maximální doba expozice pro aktinické nebezpečí oka a pokožky se vypočte podle vztahu:

$$t_{\max} = \frac{30}{E_s} \text{ (s; J.m}^{-2}, \text{ W.m}^{-2}), \quad (6.2)$$

kde  $t_{\max}$  je maximální přípustná doba ozáření zdrojem a  $E_s$  je vážená intenzita ozáření UV zářením [28].

### 6.3.2 Meze ozáření oka UVA zářením

Na základě studií, které popisují vznik katarakty v důsledku působení UV záření o vlnové délce 320 až 400 nm, byl stanoven jako preventivní opatření limit expozice pro oko. Tento limit se týká jak umělých světelných zdrojů v interiéru, tak i záření v exteriéru, kdy jsou při jasném dni hodnoty UVA záření vysoké. Zvolená mezní hodnota byla stanovena pro jasnou oblohu a výšku slunce 25 stupňů. Mezní hodnota expozice je  $10 \text{ W.m}^{-2}$  pro dobu expozice delší než 1000 s (přibližně 16 min). Pro časy expozice kratší než 1000 s je limit  $10000 \text{ J.m}^{-2}$ . Opět se vyhodnocuje záření dopadající do 40 stupňů od normály a používá se pro měření zorné pole maximálně  $80^\circ$  v místě příjmu záření [28].

$$E_{UVA} \cdot t = \sum_{315}^{400} \sum_t E_\lambda(\lambda, t) \cdot \Delta t \cdot \Delta \lambda \leq 10000 \text{ (W.m}^{-2}, \text{ s; W.m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{ s, nm; J.m}^{-2}) \quad (6.3)$$

kde  $E_\lambda(\lambda, t)$  je spektrální intenzita ozařování,  $\Delta \lambda$  je šířka pásma,  $t$  je doba ozáření.

Maximální doba expozice pro ozáření oka UVA zářením se vypočte podle vztahu:

$$t_{\max} = \frac{10000}{E_{UVA}} \text{ (s; J.m}^{-2}, \text{ W.m}^{-2}) \quad (6.4)$$

kde  $t_{\max}$  je maximální přípustná doba ozáření zdrojem a  $E_{UVA}$  je efektivní intenzita ozáření UVA zářením [28].

### 6.3.3 Mez ozáření sítnice modrým světlem

Mez pro nebezpečí modrého světla ze světelného zdroje se vypočítá vážením naměřené spektrální záře ze zdroje váhovou funkcí  $B(\lambda)$ . Maximální doba ozáření je stanovena jako čas, za který ozáření oka nepřekročí hodnotu  $1000000 \text{ J.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$  pro dobu ozáření do 1000 s včetně. Pro časy delší než 1000 s nesmí vážená zář překročit  $100 \text{ W.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$ . Tyto hodnoty platí pro dospělého zdravého jedince. Hodnocení nebezpečí modrého světla novorozence nebo člověka s afakickým okem není součástí této normy ani RP-27. Vážená zář se počítá pro světelné zdroje, které vytváří obraz na sítnici pod úhlem větším na  $0,011 \text{ rad}$ , ale zároveň ne větším jak  $0,1 \text{ rad}$ , protože na sítnici se nedokáže zobrazit obraz s větším zorným úhlem. Podle této metody se hodnotí

velké světelné zdroje, jako jsou svítidla nebo světelné zdroje. Ale například samotné LED čipy už vytváří na sítnici malý obraz, který je menší než 0,011 rad, a hodnotí se podle metodiky popsané v následující podkapitole. Meze pro nebezpečí modrého světla se vypočtou podle následujících vztahů:

pro  $t \leq 10^4$  s:

$$L_B \cdot t = \sum_{300}^{700} \sum_t L_\lambda(\lambda, t) \cdot B(\lambda) \cdot \Delta\lambda \leq 10^6 \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}, \text{s}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{nm}^{-1}, -, \text{s}, \text{nm}; \text{J} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}), \quad (6.5)$$

pro  $t > 10^4$  s:

$$L_B = \sum_{300}^{700} L_\lambda(\lambda, t) \cdot B(\lambda) \cdot \Delta\lambda \leq 100 \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{nm}^{-1}, -, \text{nm}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}), \quad (6.6)$$

kde  $L_\lambda(\lambda, t)$  je spektrální zář,  $B(\lambda)$  je váhová funkce nebezpečí modrého světla,  $\Delta\lambda$  šířka měřeného pásma vlnových délek,  $t$  je doba ozáření.

Pro hodnoty vážené záře, které překračují  $100 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$ , se maximální doba ozáření  $t_{max}$  vypočte podle vztahu:

$$t_{max} = \frac{10^6}{L_B} \quad (\text{s}; \text{J} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}, \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}), \quad (6.7)$$

kde  $t_{max}$  je maximální přípustná doba ozáření zdrojem a  $L_B$  je vážená hodnota záře nebezpečí modrého světla [28].

### 6.3.4 Mez ozáření sítnice modrým světlem – malý zdroj

Pro malé zdroje, které vytváří obraz na sítnici pod zorným úhlem menším než 0,011 rad, se stanovuje mez nebezpečí modrého světla jako hodnota intenzity ozáření. Maximální doba expozice je stanovena pro nebezpečí modrého světla pro malý zdroj jako doba, během které nevytvoří zářivou energii  $100 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$ . Doba ozáření, nezávislá na čase, je v případě nebezpečí modrého světla pro malý zdroj kratší než pro velký zdroj. Je to způsobeno pohyby oka, díky kterým roste ozářená plocha sítnice s odmocninou času. Mez pro nebezpečí modrého světla malého zdroje se vypočte podle vztahů:

pro  $t \leq 100$  s:

$$E_B \cdot t = \sum_{300}^{700} \sum_t E_\lambda(\lambda, t) \cdot \Delta\lambda \cdot B(\lambda) \leq 100 \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{s}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, -, \text{s}, \text{nm}; \text{J} \cdot \text{m}^{-2}), \quad (6.8)$$

pro  $t > 100$  s:

$$E_B = \sum_{300}^{700} E_\lambda(\lambda) \cdot B(\lambda) \cdot \Delta\lambda \leq 1 \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, -, \text{nm}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}), \quad (6.9)$$

kde  $E_\lambda(\lambda, t)$  je spektrální intenzita ozáření,  $B(\lambda)$  je váhová funkce nebezpečí modrého světla,  $\Delta\lambda$  šířka měřeného pásma vlnových délek,  $t$  je doba ozáření.

Maximální doba ozáření malým zdrojem pro nebezpečí modrého světla se vypočte podle vztahu:

$$t_{\max} = \frac{100}{E_B} \text{ (s; J.m}^{-2}, \text{ W.m}^{-2}), \quad (6.10)$$

kde  $t_{\max}$  je maximální přípustná doba ozáření zdrojem a  $E_B$  je efektivní intenzita ozáření modrým světlem pro malý zdroj [28].

### 6.3.5 Mez ozáření pro nebezpečí tepelného poškození sítnice

Expoziční limit pro nebezpečí tepelného poškození sítnice je ovlivněn hlavně velikostí sítnicového obrazu. Pokud bude obraz na sítnici velmi malý, dopadající intenzita záření může být vysoká, protože vzniklé teplo bude odváděno do okolní tkáně a nezpůsobí poškození. Pokud bude stejná intenzita vyzařována na podstatně větší plochu, tak se zvyšuje šance na poškození sítnice. Pro tepelné poškození sítnice platí stejné omezení zorného úhlu jako pro nebezpečí modrého světla. Zorný úhel pro vyhodnocení limitů expozice je omezen na 0,1 rad. Mez tepelného poškození sítnice je vypočtena jako hodnota záře vážená váhovou funkcí  $R(\lambda)$ . Maximální dovolená doba expozice je odvozena z této vážené záře a zorného úhlu zdroje. Pokud je vypočtená maximální délka expozice delší než 10 s, tak zdroj není schopen vytvořit tepelné poškození sítnice. Pokud má být zajištěna ochrana před tepelným poškozením sítnice, hodnota integrované spektrální záře  $L_R$  nebezpečí tepelného poškození sítnice nesmí překročit hodnotu danou vztahem:

$$L_R = \sum_{380}^{1400} L_\lambda(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot \Delta\lambda \leq \frac{50000}{\alpha \cdot t^{0,25}} \text{ (W.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{ W.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{nm}^{-1}, -, \text{ nm; J.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}, \text{ rad, s)} \quad (6.11)$$

kde  $L_\lambda$  je spektrální zář,  $R(\lambda)$  je váhová funkce nebezpečí tepelného poškození sítnice,  $\Delta\lambda$  šířka měřeného pásma vlnových délek,  $t$  je doba ozáření,  $\alpha$  je úhlové rozpětí zdroje [28].

### 6.3.6 Mez ozáření pro nebezpečí tepelného poškození sítnice - slabý vizuální vjem

Určité zdroje infračerveného záření jako jsou infrazářiče nebo topná zařízení, která mají nízký jas, mohou představovat potenciální nebezpečí pro sítnici díky produkovanému infračervenému záření. V těchto situacích není vytvořen dostatečný vizuální podnět k tomu, aby aktivoval averzní reakce oka a zabránil jeho poškození. Podmínka pro hodnocení zdroje vytvářející slabý vizuální vjem je maximální jas zdroje  $10 \text{ cd.m}^{-2}$ , kde je jas zprůměrován na kruhovém zorném poli, který odpovídá maximálně úhlu 0,1 rad. Riziko tepelného poškození sítnice a jeho mez je hodnocena v rozmezí vlnových délek 770 až 1400 nm pro zorný úhel zdroje v rozmezí 0,011 rad až 0,1 rad. Rozsah vlnových délek je dán spektrální propustností a absorpcí oka pro vlnové délky v infračervené oblasti spektra. Mez se vypočte podle vztahu:

$$L_{IR} = \sum_{780}^{1400} L_\lambda(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot \Delta\lambda \leq \frac{6000}{\alpha} \text{ (W.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{ W.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{nm}^{-1}, -, \text{ nm; W.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}), \quad (6.12)$$

kde  $L_\lambda$  je spektrální zář,  $R(\lambda)$  je váhová funkce nebezpečí tepelného poškození sítnice,  $\Delta\lambda$  šířka měřeného pásma vlnových délek,  $t$  je doba ozáření,  $\alpha$  je úhlové rozpětí zdroje [28].

### 6.3.7 Mez ozáření oka IR zářením

Vystavení dostatečně vysokým úrovním infračerveného záření může způsobit okamžité tepelné poškození rohovky. Pokud je oko vystavováno nižším úrovním infračerveného ozáření, může se zvyšovat riziko vzniku šedého zákalu. Limit expozice očního infračerveného záření byl

nastaven pomocí funkce, která souvisí s ozářením v pásmu 780 až 3000 nm na povolenou dobu expozice. Pro zabránění tepelného poranění rohovky nebo vzniku zákalu při dlouhodobé expozici je stanovena mez podle vztahu:

pro  $t \leq 1000$  s:

$$E_{IR} = \sum_{780}^{3000} E_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta\lambda \leq 18000 \cdot t^{-0,75} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{nm}; \text{J} \cdot \text{m}^{-2}, \text{s}), \quad (6.13)$$

pro  $t > 1000$  s:

$$E_{IR} = \sum_{780}^{3000} E_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta\lambda \leq 100 \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{nm}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}) \quad (6.14)$$

kde  $E_{\lambda}$  je spektrální intenzita ozáření a  $\Delta\lambda$  šířka měřeného pásma.

Mez ozáření oka IR zářením je také závislá na okolní teplotě, kdy se snižující se teplotou okolí se zvyšuje intenzita ozáření, která může na oko dopadat [28].

### 6.3.8 Mez nebezpečného ozáření pro tepelné poškození pokožky

Limit maximální doby expozice je stanoven pro světelné zdroje s různými spektrálními distribucemi. Světelné zdroje se hodnotí v rozmezí vlnových délek 400 až 3000 nm. Pro vyhodnocení maximální doby je důležitá hodnota zářivé energie, která dopadne na kůži. Maximální hodnota expozice je určena jako  $20000 \cdot t^{0,25}$  J·m<sup>-2</sup> pro časy expozice od 1 do 10 s. Po dobu expozice kratší než jedna sekunda je limit expozice 20000 J·m<sup>-2</sup>. Tato metoda hodnocení se vztahuje pouze na hodnocení pro ozáření malé plochy kůže. Do metody není zahrnuto vyzařování tepla ze zahřáté tkáně do okolí.

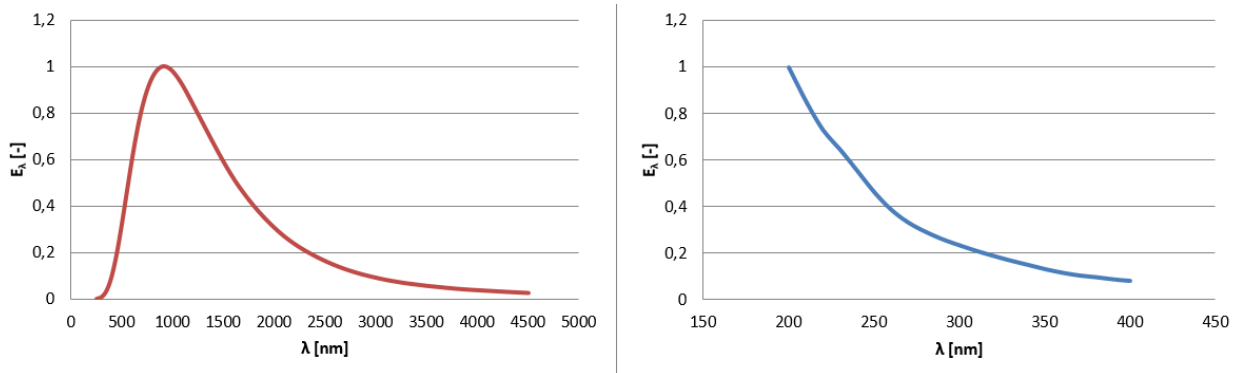
$$E_H \cdot t = \sum_{380}^{3000} \sum_t E_{\lambda}(\lambda, t) \cdot \Delta t \cdot \Delta\lambda \leq 20000 \cdot t^{0,25} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{s}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{s}, \text{nm}; \text{J} \cdot \text{m}^{-2}) \quad (6.15)$$

kde  $E_{\lambda}(\lambda, t)$  je spektrální intenzita ozáření,  $\Delta\lambda$  je šířka měřeného pásma vlnových délek,  $t$  je doba ozáření [28].

### 6.3.9 Metody měření dat pro vyhodnocení fotobiologické bezpečnosti

Pro vyhodnocení konkrétního světelného zdroje a stanovení skupiny nebezpečí je potřeba naměřit spektrální průběh vyzařovaný zdrojem. Měření je prováděno spektrometrem nebo širokopásmovým detektorem. Norma ČSN EN 62471 doporučuje jako vhodný spektrometr dvojitý monochromátor pro jeho širokou spektrální odezvu detektoru a velké spektrální rozlišení. Dvojité monochromátory mají také dobrou selektivitu vlnových délek. Nevýhodou použití monochromátorů je jejich vyšší pořizovací cena a dlouhá doba měření spektrálních průběhů. Širokopásmové detektory lze použít pro měření dat za účelem vyhodnocení fotobiologické bezpečnosti za předpokladu, že jsou známy jejich spektrální citlivosti a odezvy. Je vhodné, pokud je to možné, použít širokopásmové detektory/radiometry v kombinaci s dvojitým monochromátorem, aby se zajistila co nejmenší chyba měření. Širokopásmové detektory lze použít i v kombinaci s filtry, které odpovídají jednotlivým druhům nebezpečí. Sestavy širokopásmových detektorů s filtry je ale nutno velmi opatrně kalibrovat a naměřená data po kalibraci si ověřit použitím dvojitého monochromátoru. Jako vstupní optika měřících zařízení se používá integrační koule, která depolarizuje vstupní optický signál díky mnohonásobným odrazům a také pomáhá

rovnoměrně vyplnit optický vstup do zařízení. Dalším možným optickým prvkem pro spektrometry je difúzní nástavec s kosinovou charakteristikou. Kulový integrátor a difúzní (kosinový) nástavec slouží u spektrometrů k měření spektrální intenzity ozáření. Spektrometry pro měření spektrálních průběhů musí být řádně zkalibrovány pomocí širokospektrálních světelných normálů [28]. Jako světelné normály se používají buď halogenové žárovky s rozsahem vlnových délek od 250 nm do 4500 nm, nebo deuteriové výbojky s rozsahem vlnových délek od 180 nm do 400 nm. Obrázek 31 zachycuje spektrální průběhy normálových světelných zdrojů pro kalibraci spektrometrů.

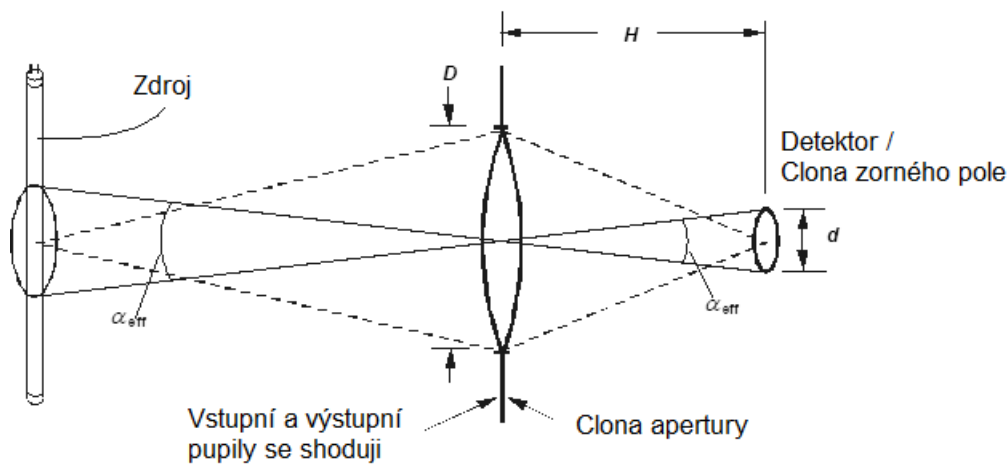


Obrázek 31 Spektrální průběhy normálových zdrojů. Levý průběh patří halogenové žárovce typu FEL, pravý průběh patří deuteriové výbojce

Pro vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti je potřeba změřit spektrální intenzitu ozáření a zář vyhodnocovaného zdroje. Každá z těchto veličin se ale měří rozdílně. Při měření intenzity ozáření se nezohledňují geometrické rozměry zdroje, ale vyhodnocuje se pouze záření dopadající na plochu detektoru. Pro měření záře je důležité stanovit zorný úhel, na jehož velikost mají vliv geometrické rozměry zdroje.

Přístroj pro měření intenzity ozáření obsahuje plošný detektor o průměru  $D$ , který má dostatečný poměr signálu k šumu. Detektor musí být schopen přijímat záření z rotačního kužele, jehož osa je kolmá na rovinu detektoru. Detektor musí mít úhlovou prostorovou odezvu, která se mění s kosinem úhlu od kolmice k ploše detektoru. Detektor také musí mít spektrální odezvu v určeném rozsahu vlnových délek od  $\lambda_1$  do  $\lambda_2$ . Průměr vstupní apertury zorného pole přístroje musí být široký minimálně 7 mm a maximálně 50 mm. Důvodem použití těchto rozměrů vstupní apertury je vhodné průměrování vstupního záření. Pro monochromátor se používají malé kulové plochy, jako je např. vstupní apertura s průměrem okolo 25 mm. Měření intenzity ozáření se provádí ve směru, kde je předpokládána nejvyšší intenzita vyzařování. Přístroj musí být kalibrován tak, aby zobrazoval absolutní hodnoty zářivého výkonu dopadající na jednotku plochy. Touto metodou se dají měřit intenzity ozáření oka v rozmezí vlnových délek 200 až 3000 nm a z těchto naměřených hodnot jsou pak vypočteny hodnoty pro nebezpečí UV záření pro oko  $E_{UVA}$ , nebezpečí IR záření pro oko  $E_{IR}$  nebo nebezpečí tepelného záření pro kůži  $E_H$ . Jako nebezpečí modrého světla pro sítnici a malý zdroj záření se také vyhodnocuje hodnota intenzity ozáření  $E_B$ , ale tato hodnota je měřena pro zorné pole menší než 0,011 rad. Předchozí veličiny jsou vyhodnocovány pro zorné pole menší než  $2\pi$  rad. Tento fakt je dán tím, že předchozí veličiny působí buď na povrchovou část oka, nebo kůže a tato část těla může mít i velký prostorový úhel pro dopadající záření z blízkého zdroje. Při nebezpečí modrého světla pro malý světelný zdroj se musí zohlednit, že světlo prochází skrz oko a je fokusováno na velmi malou plochu sítnice. Z tohoto důvodu je zorné pole omezeno na maximálně 0,011 rad a vyhodnocovaná veličina je intenzita ozáření [28].

Pro měření záře při vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti se používají dvě metody – standardní a alternativní. U standardní metody se měření záře provádí optickým systémem, který zobrazuje zdroj záření na detektor. Tento systém má kruhovou clonu zorného pole pro zajištění úhlového rozpětí zorného pole  $\alpha_{eff}$ ; dále obsahuje kruhovou vstupní pupilu, která se chová jako apertura. Uprostřed pupily se nachází spojka. Pro malé úhly je vztah mezi průměrem detektoru a ohniskovou vzdáleností zobrazovacího zařízení dán vztahem  $d = \alpha_{eff} \cdot H$ , kde  $d$  je průměr detektoru,  $\alpha_{eff}$  je úhlové rozpětí zorného pole a  $H$  je vzdálenost mezi clonou apertury a detektorem. Stejně jako pro měření intenzity ozáření musí být minimální průměr  $D$  clony apertury 7 mm průměru při měření impulzních zdrojů. Pro zdroje s trvalým vyzařováním může být průměr clony i větší, pokud je intenzita ozáření rovnoměrně rozložena. Měření spektrální záře se vztahuje na vyhodnocování nebezpečí modrého světla  $L_B$ , nebezpečí tepelného poškození sítnice  $L_R$  a nebezpečí tepelného poškození sítnice při slabém zrakovém vjemu  $L_{IR}$  [28].



Obrázek 32 Standardní metoda měření záře [28]

Při alternativní metodě (viz obrázek 33) je měřena intenzita ozáření a je vytvořeno zorné pole pomocí clony. Hodnota záře je pak vypočtena podělením intenzity ozáření zorným polem. Zorné pole je definováno průměrem clony  $F$  a vzdáleností clony od detektoru  $r$  podle vztahu:

$$\gamma = \frac{F}{r} \text{ (rad; m, m)} \quad (6.16)$$

kde  $F$  je průměr clony nebo měřeného zdroje a  $r$  je vzdálenost mezi detektorem a měřeným objektem.

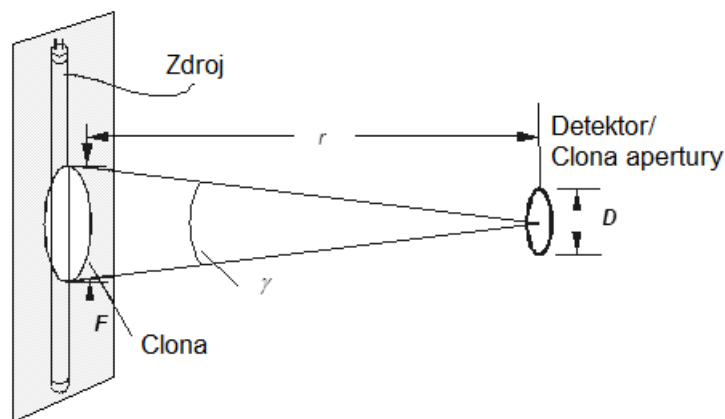
Vypočtenou hodnotu zorného pole, která je v jednotkách rovinného úhlu je potřeba přepočítat na hodnoty prostorového úhlu podle vztahu:

$$\Omega = \frac{\pi \cdot \gamma^2}{4} \text{ (sr; rad)} \quad (6.17)$$

Výpočet záře se provede dosazením prostorového úhlu zorného pole a naměřené intenzity ozáření konkrétního zdroje do vztahu:

$$L = \frac{E}{\Omega} = \frac{E}{\frac{\pi \cdot \gamma^2}{4}} = \frac{4 \cdot E}{\pi \cdot \gamma^2} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{sr}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{rad}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{rad}) \quad (6.18)$$

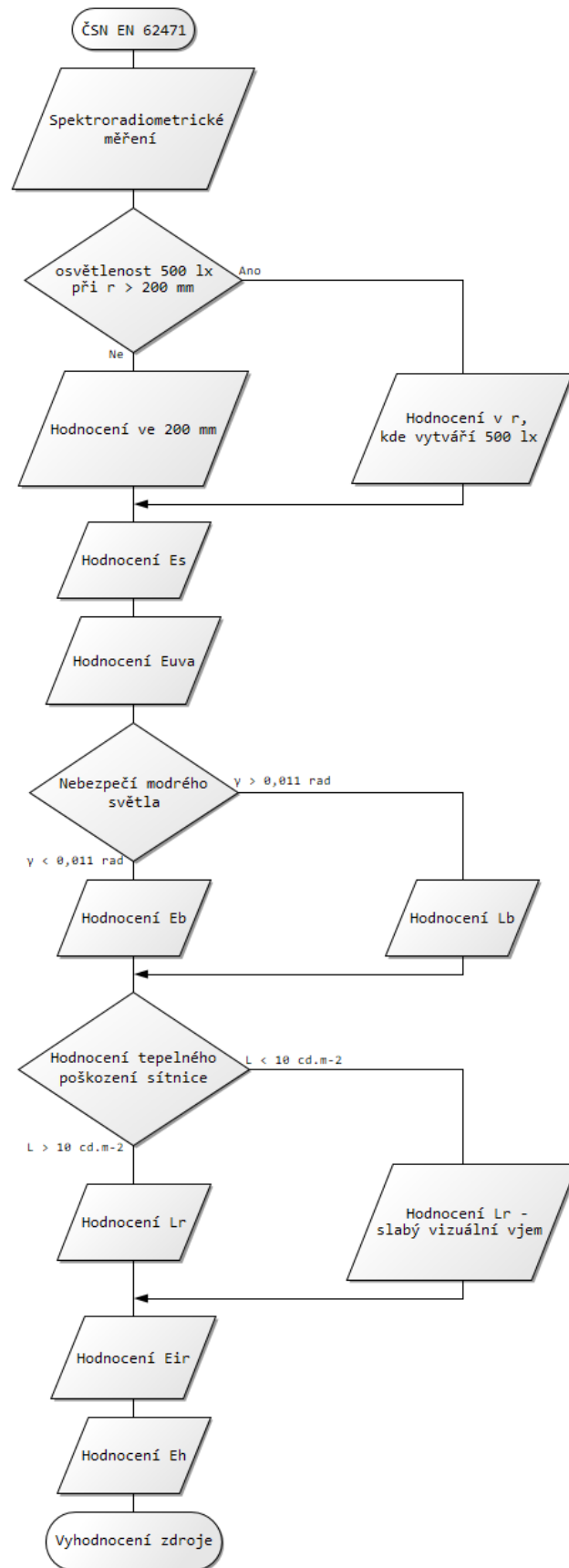
Alternativní metoda se používá pro vyhodnocování nebezpečí modrého světla  $L_B$ , nebezpečí tepelného poškození sítnice  $L_R$ , nebezpečí tepelného poškození sítnice při slabém zrakovém vjemu  $L_{IR}$ . Používá se, pokud spektrometr neumí měřit hodnoty záře ve vymezeném zorném poli nebo pokud není schopen měřit zář vůbec.



Obrázek 33 Alternativní metoda měření záře [28]

Pro měření záření je důležité úhlové rozpětí zdroje a zorné pole pro měření. Toto zorné pole je vhodné aplikovat na měření v rozsahu vlnových délek 380 až 1400 nm, kdy tyto vlnové délky mají největší vliv na poranění sítnice oka. Jelikož záření procházející okem je zaostřováno rohovkou a čočkou, je nutné stanovit zorný úhel, pod kterým je zdroj záření okem viděn. Nejmenší obraz zdroje, který může být na sítnici vytvořen, má zorný úhel  $\alpha_{min}$ . Hodnota  $\alpha_{min}$  je rovna 0,0017 rad. Toto zorné pole by mělo být použito pro zdroje, jejichž doba ozáření dosahuje čas kratší než 0,25 s. Pro časy delší než 0,25 s se použije zorné pole  $\alpha_{eff}$ , pro časy mezi 0,25 s a 10 s se zorné pole zvětšuje až do 0,011 rad. Pro dobu ozáření od 10 s do 100 s je zorné pole 0,011 rad. Pro časy delší než 10000 s se používá zorné pole větší než 0,011 rad ale ne více než 0,1 rad. V časech mezi 100 s a 10000 se opět zorné pole zvětšuje. Hodnota 0,1 rad je maximální hodnota zorného pole, která se používá pro výpočty ozáření sítnice podle tohoto standardu. Pokud je zorný úhel pro měřený zdroj větší, než je maximální hodnota 0,1 rad, omezí se zorný úhel pro měřený zdroj na hodnotu 0,1 rad pomocí clony [28].

Na následujícím obrázku se nachází vývojový diagram vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti pro světelný zdroj podle ČSN EN 62471. V diagramu jsou zastoupeny vyhodnocení všech druhů nebezpečí včetně podmínek pro některé z nich.



Obrázek 34 Diagram vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti podle ČSN EN 62471



## 6.4 Další normy pro vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti optického záření

Kromě norem pro vyhodnocení optické bezpečnosti laserů (ČSN EN 60825-1) a fotobiologické bezpečnosti světelných zdrojů (ČSN EN 62471) existuje ještě řada jiných standardů pro vyhodnocování optické bezpečnosti konkrétních aplikací světelných zdrojů. Tyto aplikace mohou být v lékařství, diagnostice nebo kosmetice. Existují i normy, které jsou určeny pro ochranu konkrétních osob před nebezpečným zářením, například kojenců.

### 6.4.1 ČSN EN 60335-2-27 ed. 4

Norma ČSN EN 60335-2-27 Elektrické spotřebiče pro domácnost a podobné účely – Bezpečnost – Část 2-27: Zvláštní požadavky na spotřebiče pro ošetřování pleti použitím ultrafialového a infračerveného záření je zaměřena na kosmetická zařízení působící na kůži. Mezi taková zařízení se řadí například ultrafialová tělová opalovací lehátka, obličejová solária, horská slunce, infrazářiče pro lokální tělové použití nebo pro infrasauny. Standard není určen pro posuzování lékařských přístrojů a zařízení a pro spotřebiče vydávající UV záření, které nejsou určeny k opalování pokožky.

Standard stanovuje 4 typy UV spotřebičů – typ 1 a 2 jsou spotřebiče pro solária, které je nutno používat pod dozorem proškolené osoby, typ 3 je určen pro domácí použití pro nekvalifikované uživatele a typ 4 je určen pro použití v soláriích pod dohledem proškolené osoby na doporučení lékaře. Standard obsahuje doporučení pro návod k obsluze spotřebičů vytvářejících UV záření, které jsou určeny pro opalovací účely. Dále obsahuje doporučení, která se vztahují na anomálie při používání UV opalovacích zařízení, kdy některé osoby mohou vykazovat vyšší reaktivnost kůže, i když jen na krátkodobé vystavení UV záření. Pro oblast IR záření se doporučení standardu omezují pouze na použití ochrany očí před zářením a ochrany před nadměrným zářením. Dále standard uvádí prvky elektrické bezpečnosti zářičů, zabývá se odolností proti teplu a hoření, odolností proti korozi, mechanickou pevností nebo konstrukčními prvky. Ve většině těchto doporučení odkazuje na jiné standardy, pro některá doporučení uvádí poznámky, které se vztahují k oblasti použití v zařízeních s výskytem UV záření [25].

Velká část standardu je věnována vyhodnocení optického nebezpečí UV záření. V standardu jsou váhové funkce pro nebezpečí UV záření pro oko a kůži (stejná funkce je i v ČSN EN 62471) a váhové funkce pro nezhoubný melanom kůže. Jsou zde také stanovené limity pro jednotlivé skupiny UV spotřebičů a jejich řazení podle intervalu vlnových délek. Standard rozeznává dva intervaly vlnových délek – prvním je od 250 do 320 nm včetně a druhý od 320 nm do 400 nm včetně. Limity pro jednotlivé intervaly a typy UV spotřebičů viz tabulka 12.

Tabulka 12 Limity pro skupiny UV spotřebičů[25]

Typ UV spotřebiče	$E_s$ [ $W \cdot m^{-2}$ ]	
	$250 \text{ nm} < \lambda \leq 320 \text{ nm}$	$320 < \lambda \leq 400 \text{ nm}$
Typ 1	$< 0,0005$	$\geq 0,15$
Typ 2	$0,0005$ až $0,15$	$\geq 0,15$
Typ 3	$< 0,15$	$< 0,15$
Typ 4	$\geq 0,15$	$< 0,15$

UV spotřebič typu 1 vytváří biologický účinek hlavně díky záření v oblasti nad 320 nm, minimálně v rozmezí vlnových délek 250 až 320 nm. UV spotřebič typu 2 vytváří biologický účinek díky záření v rozmezí vlnových délek kratších než 320 nm, tak i delších než 320 nm a má velkou intenzitu záření pro vlnové délky vyšší než 320 nm. UV spotřebič typu 3 vytváří biologický účinek díky záření v rozmezí vlnových délek kratších než 320 nm, tak i delších než 320 nm, ale jeho celková intenzita vyzařování je nízká. UV spotřebič typu 4 vytváří biologický efekt zejména díky záření s vlnovými délkami kratšími než 320 nm [25].

Standard také prezentuje doporučené dávky ozáření UV záření v informativní příloze. Pro první expozici neopálené pokožky doporučuje maximální dávku  $100 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$ . Další expozici doporučuje absolvovat 48 hodin po první expozici a dávka druhé expozice by neměla překročit  $250 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$ . Dále standard stanovuje maximální dávku na jednu expozici  $600 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$  a maximální roční dávku stanovuje na  $25 \text{ kJ} \cdot \text{m}^{-2}$ . Roční dávka je vypočtená podle funkčního spektra nezhoubného melanomu kůže [25].

#### 6.4.2 ČSN EN 60601-2-50

Norma ČSN EN 60601-2-50 Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-50: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost kojeneckých fototerapeutických přístrojů se zabývá bezpečností zařízení pro léčbu kojenců pomocí světelného záření.

Ve standardu je popsán pojem „fototerapeutický přístroj“, jeho používání a funkčnost, zaškolení obsluhy a použití případných ochranných prvků zraku. Jelikož jsou tyto přístroje navrženy pro pacienty – kojence, je nutno k hodnocení těchto přístrojů přistupovat odlišně než u běžného pacienta. Přístroje na léčbu kojenců jsou zaměřeny zejména na léčbu kojenecké žloutenky (hyperbilirubinemie). Přístroj musí poskytovat celkovou ozáření pro bilirubin  $E_{bi}$ . Této ozáření se dosahuje v určité vzdálenosti mezi pacientem a zdrojem záření. Vztah mezi celkovou hodnotou ozáření a vzdáleností by měl být popsán v pokynech pro použití přístroje. Jelikož tělo kojence je náchylné na přehřátí a fototerapeutický přístroj by ho svým fungováním mohl zahřát, je nutné sledovat i tělesnou teplotu pacienta během terapie. Dalším důležitým parametrem během provozu je pokles zářivého toku světelných zdrojů v přístroji. Světelné zdroje by se měly po určité době používání nebo při poruše měnit podle doporučení výrobce. Pokud je přístroj osazen více jak jedním zdrojem, měly by se měnit během výměny všechny zdroje [26].

Norma také doporučuje použití ochranných prostředků pro fototerapeutické přístroje. Důležitým prvkem je ochrana ležícího pacienta před střepy skla ze světelných zdrojů, pokud by nastala porucha. Dalším prvkem ochrany pacienta jsou například zábrany, aby pacient z přístroje nemohl během terapie spadnout. V normě se také nachází doporučení měřicího postupu celkové

ozáření pro bilirubin a spektrální měření ozáření. Pro bilirubin jsou důležité vlnové délky v rozsahu 400 až 550 nm. Důležité je rovnoměrné rozložení ozáření na ploše přístroje, pro kterou poměr maximální a minimální hodnoty ozáření pro bilirubin musí být větší než 0,4 [26].

Jelikož tyto přístroje vyzařují optické záření jak ve viditelné oblasti, tak mohou vyzařovat i záření v oblasti UV nebo IR. Pro IR stanovuje standard maximální hodnotu intenzity ozáření  $100 \text{ W.m}^{-2}$  pro rozsah vlnových délek 760 až 1400 nm. Pro UV oblast nesmí vážená hodnota intenzity ozáření překročit  $0,0001 \text{ W.m}^{-2}$  pro rozsah vlnových délek 180 až 400 nm. Tato hodnota je vážená funkcí  $S_{UV}$  pro aktinické nebezpečí UV záření. V příloze AA normy jsou zmíněny meze intenzity ozáření od organizace IRPA (International Radiation Protection Association), které jsou pro rozsah vlnových délek do 320 nm  $0,001 \text{ W.m}^{-2}$  a pro rozsah vlnových délek 320 až 400 nm  $10 \text{ W.m}^{-2}$ . Tyto limity jsou ale vypočítány pro pracovní prostředí, kde expozice může trvat maximálně 8 hodin. Limit ve standardu je přísnější, protože fototerapie může trvat delší dobu než 8 hodin. Pokud ale bude použit mezní limit  $30 \text{ J.m}^{-2}$  pro dobu ozařování, mělo by být zajištěno potřebné bezpečí pacientů před nebezpečím UV záření. Doby expozice při fototerapii se pohybují od 24 hodin do 72 hodin. Jiné nebezpečí než pro UV a IR záření standard neřeší [26].

### 6.4.3 ČSN EN 60601-2-57

Norma ČSN EN 60601-2-57 Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-57: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost přístrojů obsahujících nelaserový světelný zdroj určených pro terapeutické, diagnostické, monitorovací a kosmetické / estetické použití je určena pro hodnocení nelaserových zařízení vyvolávajících fotobiologický účinek na organismus člověka. Standard není určen k hodnocení opalovacích zařízení, přístrojů pro oftalmologii anebo zařízení pro dětskou fototerapii. Standard stanovuje bezpečnost optických zařízení a základní požadavky na nezbytnou funkčnost zařízení se světelným zdrojem pro zdravotnické účely. Dále specifikuje požadavky na výrobce, aby dodali potřebné informace k provozu a obsluze zařízení. Standard také obsahuje doporučení, jak poskytnout osobám obsluhujícím zařízení nebo pacientům výstrahu před možným nebezpečím optického záření přístroje. Poskytuje ochranu proti jiným nebezpečím, která mohou vznikat provozem přístrojů. Jsou zde také uvedeny ochranné prostředky pro ochranu zraku při práci se zařízením, které může vytvářet nebezpečí [27].

Norma klasifikuje přístroje podle stupně nebezpečí na čtyři skupiny. Klasifikace přístrojů je obdobná jaké u ČSN EN 62471, na kterou se standard v některých částech odvolává. Zdravotnická zařízení dělí standard na dvě skupiny – se stálým provozem a pulzním provozem. Zdroje se stálým provozem jsou zdroje, které svítí déle než 0,25 s, pulzní zdroje jsou zdroje, které naopak svítí kratší dobu než 0,25 s. Standard rozeznává pět druhů nebezpečí – aktinické UV nebezpečí, nebezpečí UVA záření, nebezpečí modrého světla, nebezpečí tepelného poškození sítnice, nebezpečí tepelného poškození sítnice pro slabý vizuální vjem a nebezpečí ozáření oka infračerveným zářením. Z normy ČSN EN 62471 si standard také převzal limity záření pro druhy nebezpečí a maximální dovolený čas expozice. Ve standardu se také nachází hodnoty pro váhové funkce některých nebezpečí [27].

Výrobce podle standardu musí pro zařízení uvádět informace o spektrální intenzitě ozáření nebo spektrální dávce ozáření, maximálním výstupním výkonu a jeho odchylkách a vzdálenosti, při které hrozí nebezpečí poškození zraku nebo pokožky, pokud zařízení spadá do skupiny nebezpečí 1 a vyšší. Pro zařízení s pulzním provozem musí výrobce uvádět délku trvání pulsu, délku trvání řady pulsů, intervaly mezi pulsy, opakovací frekvenci a počet pulsů v jedné řadě.

Výrobci musí dále poskytnout informace pro instalaci zařízení a jeho údržbu, bezpečném používání nebo doporučení o školení obsluhy [27].

Výrobce zařízení také musí označit zařízení příslušným štítkem s vyznačením skupiny nebezpečí. Na štítku musí být uvedeno číselné označení skupiny nebezpečí a příslušné varování pro konkrétní nebezpečí. Pokud zařízení vytváří více druhů nebezpečí, uvádí se na štítku vždy nejvyšší nebezpečí [27]. Doporučení pro označování zařízení viz tabulka 13.

Zařízení, které je klasifikované jako skupina nebezpečí 1 a vyšší, musí mít na sobě vysvětlující štítek a výstražný štítek v souladu s popisovanou normou a také v souladu s ISO 3864-2. Štítek musí být čitelný, viditelně umístěný a také musí být trvanlivý. Musí být čitelný tak, aby se při jeho čtení nebylo nutno dívat do optického svazku. Ohraničení textu a text se uvádí na štítku na žlutém pozadí. Na štítku se také musí uvést název a datum vydání standardu, podle kterého byl výrobek hodnocen [27] a značka nebezpečí, viz obrázek 35.



Obrázek 35 Značka nebezpečí optického záření [27]

Tabulka 13 Označování zařízení v závislosti na klasifikaci skupiny nebezpečí [27]

Nebezpečí	Skupina bez nebezpečí	Skupina nebezpečí 1	Skupina nebezpečí 2	Skupina nebezpečí 3
<b>Aktinické UV</b>	nepožaduje se	POZOR Přístroj vyzařuje UV záření	POZOR Přístroj vyzařuje UV záření Může dojít k podráždění zraku a pokožky	VÝSTRAHA UV záření vyzařované z tohoto přístroje může být nebezpečné Vyhněte se ozáření očí a pokožky
<b>Blízké UV</b>	nepožaduje se	POZOR Přístroj vyzařuje UV záření	POZOR Přístroj vyzařuje UV záření Může dojít k podráždění zraku	VÝSTRAHA UV záření vyzařované z tohoto přístroje může být nebezpečné Vyhněte se ozáření očí
<b>Modré světlo</b>	nepožaduje se	nepožaduje se	POZOR	VÝSTRAHA
<b>Tepelné poškození sítnice</b>	nepožaduje se	-	Vyzařované světlo může být škodlivé pro zrak Nedívejte se na zdroj světla	Vyzařované světlo může způsobit poškození zraku Nedívejte se na zdroj světla
<b>Tepelné poškození sítnice, slabý vizuální vjem</b>	nepožaduje se	-	-	VÝSTRAHA Vyzařované světlo může způsobit poškození zraku
<b>Poškození oka infračerveným zářením</b>	nepožaduje se	POZOR Přístroj vyzařuje IR záření Nedívejte se na zdroj IR záření	POZOR IR záření z tohoto přístroje může způsobit podráždění zraku Nedívejte se na zdroj světla	Nedívejte se na zdroj světla

#### 6.4.4 ČSN EN ISO 15004-2

Norma ČSN EN ISO 15004-2 Oftalmologické přístroje – Základní požadavky a zkušební metody – Část 2: Ochrana před světelným nebezpečím se používá k hodnocení zařízení pro oftalmologii. Standard a jeho prahové hodnoty se nevztahují na zařízení, která svým zářením oko ošetřují a překračují povolené meze záření. Standard rozděluje zařízení do dvou skupin nebezpečí, aby bylo možné rozlišit, která zařízení jsou bezpečná a potenciálně nebezpečná.

Oftalmologické přístroje musí být zkonstruovány tak, aby vyzářená energie ve všech vlnových délkách byla co nejvíce omezena v souladu se zamýšleným použitím přístroje. Používá-li se jiné zařízení v kombinaci s očním přístrojem, nesmí společné působení přístrojů narušovat bezpečnost optického záření žádného z použitých přístrojů a nebezpečí optického záření při společném provozu obou zařízení nesmí překročit úroveň uvedené v tomto standardu. Standard rozeznává přístroje se stálým provozem světelných zdrojů a s pulzním provozem. Skupina 1 jsou oftalmologické přístroje, u nichž neexistuje žádné potenciální nebezpečí. Skupina 2 jsou oftalmologické přístroje, u nichž existuje potenciální nebezpečí optického záření a nesplňují tak podmínky skupiny 1 [29].

Aby přístroj splnil podmínky skupiny 1, musí:

- být na něj aplikovatelné normy ISO a musí je splňovat,
- zabránit vzniku nadlimitních emisí pro skupinu 1 a musí být certifikovány podle metodiky pro skupinu 1, tak se přístroj může klasifikovat, že patří do skupiny 1,
- být mezní hodnoty menší nebo stejné než mezní hodnoty uvedené v tabulce 14 a jsou stanovené pro maximální dobu expozice 2 hodiny. Mezní hodnoty pro určení klasifikace skupiny 1 jsou založeny na očekávané době expozice pro konkrétní hodnocený přístroj. Tyto limity platí pro všechny přístroje s výjimkou operačních mikroskopů a přístrojů určených pro nepřetržitou expozici. Pro provozní mikroskopy a endoilluminátoary musí být limity pro skupinu 1 dále sníženy o faktor 2. U přístrojů určených pro nepřetržitou expozici by limity měly být sníženy o faktor rovnající se jedné polovině doby nepřetržitého vystavení v hodinách spojené s použitím přístroje.

Mezní hodnoty emisí, viz tabulka 14, se týkají maximálního ozáření rohovky, čočky nebo sítnice. Tyto hodnoty platí pro přístroje s kontinuálním vyzařováním. V tabulce se nachází i příslušné vztahy pro výpočet mezi ozáření. Pokud zařízení nevyzařují záření na vlnových délkách 250 nm až 400 nm nebo jsou blokovány filtrem, měření uvedená v tabulce nejsou vyžadována.

Limity ultrafialového záření pro přístroje skupiny 1 s pulzním provozem, které mohou být provozovány i v nepřetržitém režimu, jsou stejné jako pro přístroje s kontinuálním provozem. V takovém případě musí být kritéria hodnocení pro přístroje s kontinuálním provozem upravena zahrnutím časově průměrných hodnot opakovaných pulzů pro přístroj. Časově zprůměrovaná hodnota je dána poměrem maximální energie, která může být vytvořena v určitém časovém období.

Tabulka 14 Stanovení mezních hodnot pro skupinu 1 trvale svítících zdrojů

Druh nebezpečí	Rozsah aktivních vlnových délek	Vztahy pro výpočet	Mezní hodnota
Vážená intenzita ozáření pro rohovku a čočku	250 – 400 nm	$E_{S-CL} = \sum_{250}^{400} E_{\lambda}(\lambda) \cdot S(\lambda) \cdot \Delta\lambda$	0,004 W.m <sup>-2</sup>
Nevážená intenzita ozáření pro rohovku a čočku	360 – 400 nm	$E_{UV-CL} = \sum_{360}^{400} E_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta\lambda$	10 W.m <sup>-2</sup>
Vážená intenzita ozáření pro sítnici	305 – 700 nm	$E_{A-R} = \sum_{305}^{700} E_{\lambda}(\lambda) \cdot A(\lambda) \cdot \Delta\lambda$	2,2 W.m <sup>-2</sup>
Vážená zář pro sítnici	305 – 700 nm	$L_{A-R} = \sum_{305}^{700} L_{\lambda}(\lambda) \cdot A(\lambda) \cdot \Delta\lambda$	20 W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup>
Nevážená intenzita ozáření pro IR záření pro rohovku a čočku	770 – 2500 nm	$E_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} E_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta\lambda$	200 W.m <sup>-2</sup>
Nevážená intenzita ozáření pro přední segment oka (pouze pro konvergentní svazek)	380 – 1200 nm	$E_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} E_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta\lambda$	40000 W.m <sup>-2</sup>
Vážená intenzita ozáření pro sítnici a tepelné záření	380 – 1400 nm	$E_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} E_{\lambda}(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot \Delta\lambda$	7000 W.m <sup>-2</sup>
Vážená zář pro sítnici a tepelné záření	380 – 1400 nm	$L_{A-R} = \sum_{380}^{1400} L_{\lambda}(\lambda) \cdot R(\lambda) \cdot \Delta\lambda$	60000 W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup>

Mezní hodnoty emisí uvedené v tabulce 15 se týkají expozice rohovkové, lentikulární, přední části oka a retinální infračervené ozáření, která je aplikována na kritérium hodnocení pulzních přístrojů. Tato kritéria platí jak pro jeden puls, tak pro každou skupinu pulzů. Pro vyhodnocení příslušných mezí ozáření příslušným zářením se použijí vztahy uvedené v tabulce 15. Pulzní přístroje jsou hodnoceny vždy při nejvyšší intenzitě. Doba trvání impulsu  $\Delta t$  pro vyhodnocení pulzního přístroje je určena časovým intervalem rovným plně šířce v polovině maxima pulsu. Čas integrace energie  $t$  je plná šířka impulsu pro jednotlivý impuls, pro více pulzů je to doba, která zahrnuje každý jednotlivý impuls nebo kombinaci pulzů.

Tabulka 15 Stanovení mezních hodnot pro skupinu 1 pulzních přístrojů

Druh nebezpečí	Rozsah aktivních vlnových délek	Vztahy pro výpočet	Mezní hodnota
Vážená expozice intenzity ozáření pro sítnici a tepelné záření	380 – 1400 nm	$H_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} (E_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta t) \cdot R(\lambda) \cdot \Delta \lambda$	$60000 \cdot t^{3/4} \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$
Vážená expozice záře pro sítnici a tepelné záření	380 – 1400 nm	$L_{i,VIR-R} = \sum_{380}^{1400} (L_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta t) \cdot R(\lambda) \cdot \Delta \lambda$	$500000 \cdot t^{3/4} \text{ J} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$
Nevážená expozice intenzity ozáření pro rohovku a čočku pro IR záření	770 – 2500 nm	$H_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} H_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta \lambda$	$18000 \cdot t^{1/4} \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$
Nevážená expozice pro přední segment oka (pouze pro konvergentní svazek)	380 – 1200 nm	$H_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} H_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta \lambda$	$250000 \cdot t^{1/4} \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$

Pro skupinu přístrojů skupiny 2 platí:

- splňují emisní a směrové hodnoty viz tabulka 16,
- pokud světelné zdroje nebo optické části zabraňují některým, ale ne všem emisím optického záření určeným pro skupinu 2 a příslušné komponenty jsou certifikovány jako skupina 2, měření daného přístroje je požadováno pouze pro potenciální riziko vlnových délek, které komponenty přístroje neblokují,
- pokud se mění jas přístroje, uvádí se na přístroji vždy údaj o maximální hodnotě jasu.

Mezní hodnoty pro skupinu 2, viz tabulka 16, se týkají záření dopadajícího na rohovku, sítnici a lentikulární záření a ozáření předního segmentu. Uvedené limity se týkají kontinuálně svítících zdrojů. Pro vyhodnocení příslušných mezí se použijí vztahy uvedené v této tabulce.

Mezní hodnoty expozice skupiny 2 pro ultrafialové záření pro impulsní přístroje jsou hodnoceny pomocí hodnocení emisních limitů pro přístroje s kontinuálním provozem pro skupinu 2. V takových případech je pak upraveno hodnocení kontinuálních zařízení zavedením časově průměrných hodnot opakovaných pulzů. Časově zprůměrovaná hodnota je dána poměrem maximální energie, která může být vytvořena v určitém časovém období k příslušnému času.



Tabulka 16 Stanovení mezních hodnot pro skupinu 2 trvale svítících zdrojů

Druh nebezpečí	Rozsah aktivních vlnových délek	Vztahy pro výpočet	Mezní hodnota
Vážená expozice intenzity ozáření pro rohovku a čočku	250 – 400 nm	$H_{S-CL} = \sum_{250}^{400} (E_{\lambda}(\lambda).t).S(\lambda).\Delta\lambda$	30 J.m <sup>-2</sup>
Nevážená intenzita ozáření nebo expozice pro rohovkou a čočku	360 – 400 nm	$H_{UV-CL} = \sum_{360}^{400} (E_{\lambda}(\lambda).t).\Delta\lambda$ $E_{UV-CL} = \sum_{360}^{400} E_{\lambda}(\lambda).\Delta\lambda$	pro t < 1000 s 10000 J.m <sup>-2</sup> pro t > 1000 s 10 W.m <sup>-2</sup>
Nevážená intenzita ozáření pro rohovku a čočku pro IR záření	770 – 2500 nm	$E_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} E_{\lambda}(\lambda).\Delta\lambda$	1000 W.m <sup>-2</sup>
Nevážená intenzita ozáření pro přední segment oka (pouze pro konvergentní svazek)	380 – 1200 nm	$E_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} E_{\lambda}(\lambda).\Delta\lambda$	200000 W.m <sup>-2</sup>
Vážená intenzita ozáření pro sítnici a tepelné záření	380 – 1400 nm	$E_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} E_{\lambda}(\lambda).R(\lambda).\Delta\lambda$	12000/d <sub>r</sub> W.m <sup>-2</sup>
Vážená zář pro sítnici a tepelné záření	380 – 1400 nm	$L_{A-R} = \sum_{380}^{1400} L_{\lambda}(\lambda).R(\lambda).\Delta\lambda$	100000/d <sub>r</sub> W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup>
Vážená intenzita ozáření pro sítnici	305 – 700 nm	$H_{A-R} = \sum_{305}^{700} (E_{\lambda}(\lambda).t).A(\lambda).\Delta\lambda$	100000 J.m <sup>-2</sup>
Vážená zář pro sítnici	305 – 700 nm	$L_{i,A-R} = \sum_{305}^{700} (L_{\lambda}(\lambda).t).A(\lambda).\Delta\lambda$	1000000 J.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup>

Mezní hodnoty emisí, viz tabulka 17, se vztahují na váženou expozici viditelného a infračerveného záření pulzních přístrojů pro nebezpečí způsobené na rohovce, čočce, přední části oka a na sítnici. Pro vyhodnocení příslušných kritérií radiačního nebezpečí se použijí vztahy uvedené v této tabulce. Pulzní přístroje musí být vyhodnoceny s nejvyšší intenzitou při jejich optickém výstupu stejně jako pro skupinu 1. Jmenovitá doba trvání impulsu  $\Delta t$  pro vyhodnocení impulsních přístrojů je určena časovým intervalem rovným plné šířce v polovině maxima pulsu. Čas integrace energie t je plná

šířka impulsu pro jednotlivý impuls a pro více pulzů je to doba, která zahrnuje každý jednotlivý puls a kombinaci pulzů.

Tabulka 17 Stanovení mezních hodnot pro skupinu 2 pulzních přístrojů

Druh nebezpečí	Rozsah aktivních vlnových délek	Vztahy pro výpočet	Mezní hodnota
Vážená expozice pro sítnici a tepelné záření	380 – 1400 nm	$H_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} (E_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta t) \cdot R(\lambda) \cdot \Delta \lambda$	$(100000/d_T) \cdot t^{3/4}$ J.m <sup>-2</sup>
Vážená expozice záře pro sítnici a tepelné záření	380 – 1400 nm	$L_{i,VIR-R} = \sum_{380}^{1400} (L_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta t) \cdot R(\lambda) \cdot \Delta \lambda$	$(850000/d_T) \cdot t^{3/4}$ J.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup>
Nevážená expozice intenzity ozáření pro rohovku a čočku pro IR záření	770 – 2500 nm	$H_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} H_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta \lambda$	18000.t <sup>1/4</sup> J.m <sup>-2</sup>
Nevážená expozice pro přední segment oka (pouze pro konvergentní svazek)	380 – 1200 nm	$H_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} H_{\lambda}(\lambda) \cdot \Delta \lambda$	250000.t <sup>1/4</sup> J.m <sup>-2</sup>

Intenzita ozáření rohovky a čočky ultrafialovým zářením se vyhodnocuje zprůměrováním nejvyššího zářivého výkonu dopadajícího na kruhovou plochu, která se nachází v rovině rohovky a má průměr 1 mm. Toto hodnocení se používá jak pro váženou, tak i neváženou intenzitu ozáření rohovky a čočky a i pro hodnocení skupiny 1 a 2. Stejná metodika se používá i pro vyhodnocování ozáření rohovky IR zářením a ozáření předního segmentu oka konvergentním svazkem záření. Měřicí přístroj spektrální intenzity ozáření musí být schopen měřit veškeré optické záření, které testovaný přístroj vyzařuje směrem do místa, kde je umístěna rohovka během normálního provozu přístroje. Pokud přístroj měří spektrální zářivý výkon, je potřeba vypočítat spektrální intenzitu ozáření pro měřený přístroj, která se určí pomocí plochy, kterou oční přístroj ozáří v rovině rohovky. Hodnoty expozice intenzity ozáření se určí obdobným způsobem jako intenzita ozáření pro výše zmíněná nebezpečí, jen s tím rozdílem, že naměřené hodnoty intenzity ozáření budou poděleny délkou impulsu, případně délkou série impulsů.

Nebezpečí fotochemického poškození sítnice se hodnotí podle dvou metodik – buď podle výpočtu intenzity ozáření sítnice, nebo podle záře dopadající na sítnici. Pro vážení naměřených hodnot se používá funkce pro nebezpečí modrého světla pro afakické oko. Intenzita ozáření sítnice je zářivý výkon detekovatelný průměrem otvoru o průměru 7 mm na rohovce a musí být vyhodnocen zprůměrováním nejvyššího lokalizovaného zářivého výkonu dopadajícího na kruhovou oblast sítnice o průměru 0,18 mm. Pokud je však měřený přístroj určen k použití

s fixovaným (nepohyblivým) okem, použije se pro hodnocení otvor o průměru 0,03 mm. Dopadající zář fotochemického poškození sítnice je zářivý výkon procházející skrz otvor o průměru 7 mm, který je zprůměrován na kruhové kuželové pole 0,011 rad ve směru pohledu. Pokud je přístroj určen k použití s fixovaným okem, musí být namísto zorného pole 0,011 rad použito zorné pole 0,001 75 rad. Tyto metodiky hodnocení nebezpečí fotochemického afakického poškození sítnice platí jak pro hodnocení skupiny 1, tak i pro hodnocení skupiny 2. Pokud je potřeba vyhodnotit zář hodnoceného přístroje a je k dispozici pouze spektrometr vyhodnocující intenzitu ozáření, je třeba postupovat následovně. Nejprve se určí na základě znalostí rozměrů měřeného přístroje plocha vyzařování ve směru pohledu od měřeného přístroje  $A_{\text{výst.}}$  a vzdálenost mezi rovinou rohovky  $D_P$  a přístrojem. Pomocí těchto veličin se vypočte efektivní prostorový úhel pro ozáření od měřeného přístroje podle následujícího vztahu:

$$\Omega_e = \frac{A_{\text{výst.}}}{D_P^2} \quad (\text{sr; m}^2, \text{m}). \quad (6.19)$$

Samotná zář se pak vypočte podle vztahu:

$$L_\lambda = \frac{E_\lambda}{\Omega} = \frac{E_\lambda \cdot D_P^2}{A_{\text{výst.}}} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{sr}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{m}, \text{m}). \quad (6.20)$$

Nebezpečí tepelného poškození sítnice se vyhodnocuje obdobně jako nebezpečí fotochemického poškození sítnice dvěma metodami. Pro vyhodnocení se musí najít poloha s nejvyšší intenzitou ozáření pro ozařovanou oblast sítnice. Vážená hodnota intenzity ozáření sítnice viditelným a infračerveným zářením se vyhodnocuje pomocí otvoru o průměru 0,03 mm, který je vycentrován na pozici s nejvyšší hodnotou intenzity ozáření. Zář nebezpečí tepelného poškození sítnice se vyhodnocuje jako zářivý výkon dopadající na sítnici, který prochází skrz otvor o průměru 7 mm a je zprůměrován na kruhovém kuželovém poli s úhlem 0,011 rad ve směru pohledu. Pokud je přístroj určen k použití s fixovaným okem, musí být namísto zorného pole 0,011 rad použito zorné pole 0,001 75 rad. Pro skupinu 2 se mezní hodnota vypočítá pomocí průměru obrazu na sítnici  $d_r$  pro standardní oko. Pokud je vypočtená hodnota  $d_r$  větší než 1,7 mm, použije se hodnota 1,7 mm pro stanovení mezí. Pokud je vypočtená hodnota  $d_r$  menší než 0,03 mm, použije se hodnota 0,03 mm pro stanovení mezí. Pro výpočet mezních hodnot záře nebo intenzity ozáření pro nebezpečí tepelného poškození sítnice se využívá průměru zdroje na povrchu sítnice  $d_r$ . Pokud je znám zorný úhel zdroje přístroje a zdroj přístroje je umístěn v normále v zamýšlené vzdálenosti od oka,  $d_r$  lze stanovit ze vztahu 5.4.

Pro měření spektrálních průběhů intenzity ozáření nebo záře mohou být použity širokopásmové radiometry. Jasoměry a luxmetry mohou být také použity, pokud je znám spektrální průběh měřeného zdroje. U měření provedených za účelem stanovení třídy bezpečnosti výrobku musí být nejistota hodnot spektrální ozářenosti, spektrální radiace, expozice spektrálního záření a integrovaného spektrálního záře nižší než 30%. Interval měřené oblasti by měl být měřen s doporučenou šířkou pásma 5 nm nebo 10 nm. Pokud se používají světelné zdroje s úzkými spektrálními čarami, je nutné, aby šířka měřeného pásma byla menší než 5 nm. Doporučená jednotka měření je  $\text{mW} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}$  pro spektrální intenzitu ozáření a  $\text{J} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}$  pro expozici spektrální intenzity ozáření.

Pokud je intenzita záření dostatečně nízká, mohou být k určení skupiny použity relativně jednoduché přístroje pro měření optického záření. K přímému měření potenciálního nebezpečí očního a kožního nebezpečí optického záření mohou být použity širokopásmové přímé měřiči

přístroje. Obecně platí, že pokud svítivost pro zdroj bílého světla je menší než  $10000 \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$ , měření spektrálního průběhu nebude potřeba. Při měření intenzity ozáření je důležité zprůměrovat naměřené hodnoty přes zorné pole  $0,011 \text{ rad}$ . To znamená, že například ve vzdálenosti  $50 \text{ cm}$  od zdroje světla musí být zorné pole přístroje omezeno na kruhovou plochu o průměru  $5,5 \text{ mm}$ . Ve standardu se také nachází doporučení výrobcům ohledně uvádění informací o potenciálním nebezpečí ze zařízení. Dále se zde nachází váhové funkce pro nebezpečí tepelného poškození sítnice, nebezpečí fotochemického poškození afakického oka a pro nebezpečí UV záření pro rohovku a čočku [29].

#### 6.4.5 ČSN EN 14255

Norma ČSN EN 14255 Měření a hodnocení osobních dávek při vystavení inkoherentnímu optickému záření se zabývá vyhodnocováním optického záření jak přírodních zdrojů (slunce), tak i zdrojů umělých. Jelikož standard byl vydán v letech 2005 až 2008, není v něm odkaz na standard ČSN EN 62471, kterou částečně v některých ohledech supluje.

Norma je rozdělena na čtyři části:

- Část 1: Ultrafialové záření vysílané umělými zdroji na pracovní místa
- Část 2: Viditelné a infračervené záření vysílané umělými zdroji na pracovní místa
- Část 3: UV-záření vysílané sluncem
- Část 4: Terminologie a veličiny používané při měření dávek-UV, viditelného a infračerveného záření

Část 1 specifikuje postupy pro měření a posuzování osobních expozičních ultrafialovým (UV) zářením emitovaným umělými zdroji, u kterých nelze snadno vyloučit nepříznivé účinky na lidské tělo. Vzhledem k tomu, že výsledky měření a hodnocení UV expozice závisí na způsobu implementace, jsou součástí standardu stanovená měření a hodnocení. Dokument se vztahuje na hodnocení zdrojů jak ve vnitřním, tak venkovním prostředí, ale nezabývá se působením slunečního záření. Účinky slunečního záření jsou více popsány v části 3. Část 1 standardu nestanovuje mezní hodnoty vyzařování UV záření, ale odkazuje v tomto směru na Mezinárodní komisi pro ochranu před neionizujícím zářením (ICNIRP). Standard platí pro UV záření mezi vlnovými délkami  $180$  až  $400 \text{ nm}$ , ale nezabývá se působením UV záření na sítnici. Dokument stanovuje kroky nutné k posouzení UV-expozice na pracovišti jako je například předběžná kontrola, analýza pracovních úkolů, samotné měření a posouzení UV expozice a rozhodnutí o ochranných opatřeních. Pro stanovení expozice ultrafialovým zářením na pracovišti se provede podrobná analýza pracovních úkolů, při které je nutné zvážit všechny činnosti, při nichž mohou být osoby vystaveny ultrafialovému záření. Pro každou z těchto činností je potřeba analyzovat expoziční situaci. Při této analýze je potřeba zohlednit počet, umístění a typ zdrojů záření, jejich spektrum a také odražené a rozptýlené záření od stěn a okolních předmětů. Při vyhodnocení se také musí zohlednit stálost intenzity dopadajícího záření, vzdálenost mezi exponovanou osobou a zdrojem, změna intenzity záření během expoziční doby a délka expozice osoby během expoziční doby. Při analýze je také potřeba určit počet směn za rok v exponovaném prostředí. Z naměřených hodnot se vyhodnocuje efektivní dávka ozáření (v rozmezí vlnových délek  $180$  až  $400 \text{ nm}$ ), dávka ozáření (v rozmezí vlnových délek  $315$  až  $400 \text{ nm}$ ) a intenzita ozáření (v rozmezí vlnových délek  $315$  až  $400 \text{ nm}$ ). V části 1 standardu jsou dále specifikovány metody měření UV ozáření, náležitosti konkrétního měření, vyhodnocení v protokolu z měření a příklady ochranných opatření [21].

Část 2 se zabývá ochranou pracovníků před viditelným a infračerveným zářením. Standard rozděluje zařízení, ze kterých je emitováno viditelné a infračervené záření na úmyslně emitující

(obecné osvětlení, signalizace, aj.) a na neúmyslně emitující (svařování, průmyslové pece, aj.). Ani v této části standardu nejsou uvedeny mezní hodnoty pro expozici viditelného a IR záření a standard se odvolává na doporučení Mezinárodní komise pro ochranu před neionizujícím zářením (ICNIRP). Část 2 standardu specifikuje postupy pro měření a hodnocení expozic na pracovišti pro viditelné a IR záření. Zabývá se expozicemi záření v oblasti vlnových délek mezi 300 nm až 3  $\mu$ m. Podobně jako část 1 hodnotí pracoviště a jednotlivé kroky během hodnocení, jako je předběžná prohlídka, měření a vyhodnocení dat a následné doporučení bezpečnostních opatření. Také jsou zde popsány metody měření a vyhodnocení, vyhodnocované veličiny intenzity ozáření, záře, expozice pro zář a intenzitu ozáření různých druhů nebezpečí viditelného a IR záření. V Části 2 jsou také doporučené rozsahy spektrální citlivosti pro různé druhy nebezpečí. Standard také uvádí příklady bezpečnostních opatření při nadměrném viditelném nebo IR záření jako jsou minimalizace času expozice, zvětšení vzdálenosti mezi osobami a zdroji záření, umístění varovných nápisů, informování exponovaných osob o možném nebezpečí nebo nošení bezpečnostních brýlí a ochranných oděvů [22].

Část 3 se zabývá UV zářením vysílaným ze slunce. Norma specifikuje postupy pro měření a hodnocení slunečních UV expozic. Standard pro účely hodnocení navrhuje i odhad, protože pro účely radiační ochrany není vždy nutné přesně stanovit osobní sluneční UV expozici. Pro hodnocení UV expozice standard zmiňuje UV Index, který může popsat měřenou intenzitu záření, očekávané denní maximum záření nebo očekávaný denní trend erythemálně účinného ozáření. UV index vychází z regionálních měření nebo výpočtů globálního slunečního záření a jeho hodnota je vydávána různými organizacemi a předpověďmi počasí. Lze jej použít k předvídání očekávaného vystavení slunečnímu záření a v případě potřeby k plánování ochranných opatření. UV index je ale stanoven vždy pro velkou oblast a jeho hodnoty se vztahují k působení UV záření na kůži. Pro hodnocení a posouzení osobních expozic standard uvádí několik metod: posouzení rizika pomocí UV-indexu, stanovení faktoru expozice kůže  $f_{SE}$ , výpočet expozice slunečního záření v závislosti na geografických parametrech, měření erythemální expozice  $H_{er}$ , měření expozice nemelanomového karcinomu kůže  $H_{nmisc}$ . Pro vyjmenované metody uvádí standard postupy získání a vyhodnocení dat a příslušná bezpečnostní opatření pro výsledné naměřené nebo vypočtené hodnoty vyššího nebezpečí. Pro některé měřicí postupy doporučuje standard použít postupy popsané v části 1 standardu. V přílohách normy se nachází rozdíly mezi typy kůže, minimální erythemální dávky, příklady ochranných opatření a nebezpečí pro oči a kůži vztahující se na vypočtené hodnoty UV indexu [23].

Část 4 normy je věnovaná terminologii a veličinám používaných při měření dávek-UV, viditelného a infračerveného záření. V části 4 normy je stanovena jednotná terminologie pro stanovení množství záření a tato terminologie je definována způsobem, který se používá v praxi. Definovaná terminologie je vhodná pro použití v částech 1, 2 a 3 této normy nebo se dá použít i s jinými normami nebo doporučeními týkajícími se stanovení mezních hodnot optického záření. Názvy a popisy některých veličin uváděných v tomto standardu se mohou lišit od názvů a popisů stejných veličin uvedených v jiných standardech. Příkladem může být ultrafialové nebezpečí ozáření pro oko a kůži  $E_s$ , které je v některých standardech označeno jako efektivní ozáření, ale standard ČSN EN 14255 pro jeho označení používá termín ozáření ultrafialovým zářením. Důvodem pro změnu je, že efektivní ozáření vyvíjí nějaký efekt před a po dopadu záření [24].

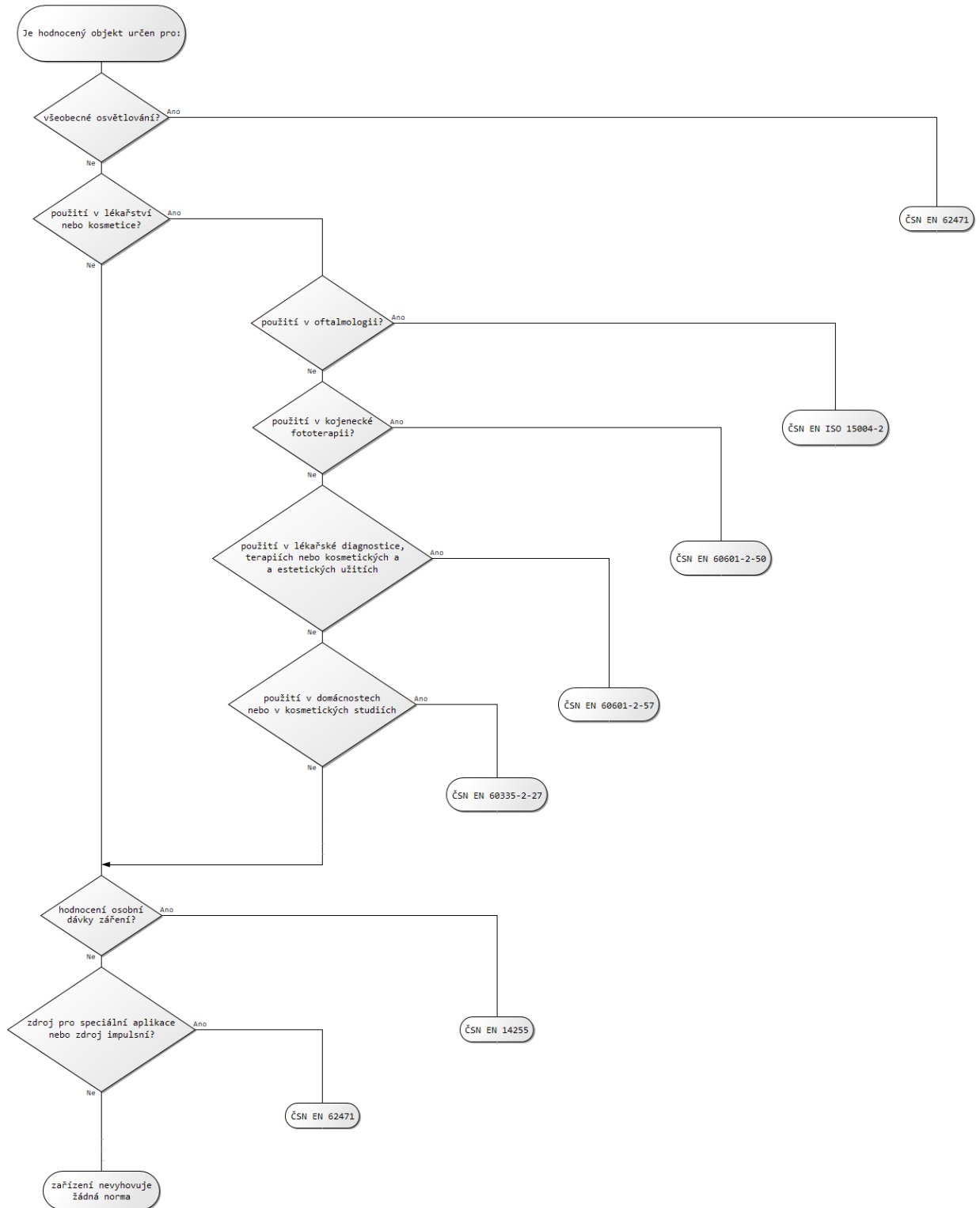
Tabulka 18 Vyhodnocované veličiny dle ČSN EN 14255 [21][23][24]

Značka veličiny	Veličina	Jednotka	Spektrální rozsah
$E_S$	intenzita ozáření pro nebezpečí UV záření	$W.m^{-2}$	180 – 400 nm
$H_S$	dávka ozáření pro nebezpečí UV záření	$J.m^{-2}$	180 – 400 nm
$E_b$	intenzita ozáření modrým světlem	$W.m^{-2}$	300 – 700 nm
$H_b$	dávka ozáření modrým světlem	$J.m^{-2}$	300 – 700 nm
$L_b$	zář modrého světla	$W.m^{-2}.sr^{-1}$	300 – 700 nm
$G_b$	dávka záře modrým světlem	$J.m^{-2}.sr^{-1}$	300 – 700 nm
$L_r$	zář tepelného poškození sítnice	$W.m^{-2}.sr^{-1}$	380 – 1400 nm
$E_{er}$	erythemální intenzita ozáření	$W.m^{-2}$	250 – 400 nm
$H_{er}$	erythemální dávka ozáření	$J.m^{-2}$	250 – 400 nm
$E_{nmsc}$	intenzita ozáření pro nemelanomální rakovinu kůže	$W.m^{-2}$	250 – 400 nm
$H_{nmsc}$	dávka ozáření pro nemelanomální rakovinu kůže	$J.m^{-2}$	250 – 400 nm

#### 6.4.6 Výběr vyhodnocovací normy pro hodnocené zařízení nebo světelný zdroj

Pokud se má vyhodnotit optické zařízení nebo světelný zdroj ve vztahu k nebezpečí optického záření a stanovit jeho bezpečný provoz, je nutné jej hodnotit podle správné normy. K tomu aby bylo zařízení hodnoceno, je potřeba znát záměr a způsob jeho použití. Pokud je zařízení určeno pro provoz a prodej v Evropské unii, postačuje jej hodnotit podle českých národních norem, které jsou většinou přejaté a harmonizované s evropskými normami. Pokud je zařízení nebo světelný zdroj určen pro americký nebo jiný trh, je potřebné jej hodnotit podle norem platných v dané zemi.

Pro výběr správné normy pro hodnocení světelných zdrojů nebo optických přístrojů slouží následující diagram, viz obrázek 36. V diagramu se nenáchází standardy pro hodnocení laserů a laserových zařízení, protože tato problematika je mimo rozsah disertační práce.



Obrázek 36 Diagram výběru normy pro vyhodnocování optického přístroje nebo světelného zdroje

## 7 CÍL PRÁCE

V předchozích kapitolách byly shrnuty vlivy optického záření na lidský organismus. Tyto vlivy, pokud je přítomno nadlimitní záření, působí na lidské tělo negativně a mohou vytvářet patologické jevy na tkáni. Jak bylo v předchozích kapitolách popsáno, byly experimentálně stanoveny limity, po jak dlouhou dobu expozice při konkrétní hodnotě záření může člověk v exponovaném místě pobývat, aniž by u něj nastala újma na zdraví. Aby se předešlo případným poraněním od světelných zdrojů a svítidel optickým zářením, byly vytvořeny normy, které tyto optické objekty hodnotí, stanovují techniku a postupy měření a také udávají limity maximálního vyzařování. Tyto normy nemohou ale postihnout veškeré aspekty měření a vyhodnocování světelných zdrojů na optická nebezpečí. Největší slabinou je udávání hodnot nebezpečí pro vzdálenost, kdy je hodnota osvětlenosti 500 lx pro zdroje vytvářející vizuální podnět a 200 mm pro zdroje, které vytváří malý nebo žádný vizuální podnět. Světelné zdroje jsou samozřejmě používány i pro jiné osvětlenosti než 500 lx a jejich nebezpečí může být buď nadhodnoceno, pokud vytváří osvětlenost nižší než 500 lx, nebo podhodnoceno, pokud mají vytvářet osvětlenosti vyšší jak 500 lx. Ideální by bylo měřit světelné zdroje a svítidla při osvětlenostech, které se od nich očekávají. To je ale problematické, protože se většinou neví, jaké osvětlenosti budou svítidla při budoucích instalacích vytvářet. Ideální by bylo vytvoření tabulky výpočtovou metodou, která by obsahovala různé fotometrické vzdálenosti, vytvářené osvětlenosti pro konkrétní vzdálenosti a také vypočtené hodnoty nebezpečí. Cílem disertační práce je takový způsob hodnocení vytvořit. Práce se snaží vyhodnotit světelné zdroje nejen z přímého pohledu, ale i z pohledů vedlejších, vychází i ze zjištění, jak se mohou měnit nebezpečí vytvářená svítidlem. Dalším dílčím cílem práce je zjistit, jak se může nebezpečí světelných zdrojů vlivem okolního prostředí nebo vlivem konstrukčních odlišností měnit. Jelikož v žádné normě není vytvořena metoda hodnocení nebezpečí modrého světla pro afakické a pseudofakické oko, tak bude v rámci práce tato metoda na základě literární rešerše vytvořena a ověřena na reálných zdrojích a porovnána s klasickou metodou hodnocení nebezpečí modrého světla. Další část práce se bude zabývat tématem, které není normativně stanoveno, a to změnou hodnot nebezpečí modrého světla v závislosti na věku pozorovatele a spektrální propustnosti jeho oka. V práci bude také navrženo opatření pro zabránění poranění oka modrým světlem, a to jak v laboratorním prostředí, tak i v běžném životě.



## 8 VYHODNOCOVÁNÍ FOTOBIOLOGICKÝCH VLASTNOSTÍ SVĚTELNÝCH ZDROJŮ

Z předchozích kapitol je vidět, že každé optické zařízení nebo světelný zdroj by měly být hodnoceny z pohledu optické bezpečnosti a měly by splňovat bezpečnostní limity. Pokud zařízení nebo světelný zdroj bezpečnostní limity nejsou schopny splnit, je nutno k nim přistupovat s obezřetností a vytvořit optimální podmínky k jejich provozu a zabezpečit jejich okolí před případným úrazem optickým zářením. K tomu, aby se dal světelný zdroj vyhodnotit a stanovit jeho bezpečný provoz, je nutné znát jeho spektrální průběh v absolutních hodnotách. Spektrální průběh je možný získat měřením pomocí spektrometru. Spektrometr musí mít platnou kalibraci a musí být schopen měřit spektrální rozsah nutný k vyhodnocení fotobiologické bezpečnosti zařízení. Každá norma ale vyžaduje jiný spektrální rozsah hodnocení. Některé normy pracují s hodnocením zdrojů již od 180 nm, což je záření, které se může vyskytovat ve vakuu, ve vzduchu se špatně šíří. Je také velmi málo spektrometrů, které jsou schopné měřit tak hluboké UV záření. Další standardy hodnotí optické záření od 200 nm. Pro tuto část UV záření již existuje víc měřících zařízení a také existují i kalibrační zdroje pro kalibraci měřících zařízení. Na druhou stranu je velmi malá pravděpodobnost, že hodnocený zdroj bude vyzařovat záření v tak hluboké UV části spektra. Toto záření vyzařují pouze deuteriové výbojky, nízkotlaké rtuťové výbojky, vysokotlaké xenonové výbojky a rtuťové výbojky s velmi vysokým tlakem v řádu desítek barů. Podobný problém je i na opačném konci hodnoceného spektra, v oblasti IR záření. Některé normy požadují měření spektrálního průběhu do 2500 nm, jiné až do 3000 nm. Pro tyto oblasti záření existuje málo spektrometrů, které jsou schopné měřit požadované záření. Schopny jsou toho pouze dvojitě monochromátory, jejichž výrobní konfigurace musí odpovídat požadovaným měřením. V této části spektra vyzařují hlavně žárovky, vysokotlaké výbojky, infrazářiče a předměty zahřáté na velmi vysokou teplotu. Měřicí přístroj také musí být schopný vyhodnotit i záření o velmi nízké intenzitě a musí být schopný signál vzniklý na detektoru tímto zářením odlišit od šumu detektoru. Na druhou stranu musí být měřicí přístroj schopný měřit velmi přesně i vysoké intenzity záření. Jak bylo výše zmíněno, doporučeným přístrojem pro měření fotobiologické bezpečnosti dle ČSN EN 62471 je dvojitě monochromátor.

Pro měření v rámci práce se byl použit dvojitě monochromátor Gooch & Housego OL 750. Jedná se o spektrometr stavebnicového typu, kdy jednotlivé části zařízení jsou výměnné a modulární. Výrobce může sestavu dvojitě monochromátoru doplnit podle přání zákazníka o další možnosti měřených veličin, např. transmitance nebo absorpce materiálů, světelný a zářivý tok aj. V sestavě monochromátoru jsou tři detektory – křemíkový Si, olovo-selenový PbSe a olovo-sirný PbS. Křemíkový detektor se používá pro měření v oblasti UV, viditelné oblasti a blízké IR oblasti a má rozsah měřených vlnových délek od 200 nm do 1100 nm. Má také dobrou citlivost jak pro nízké, tak i pro vysoce intenzivní signály. Olovo-selenový detektor se používá pro měření v IR oblasti s rozsahem měřených vlnových délek od 1000 nm do 5000 nm. Má horší citlivost na nízké signály, ale dá se dobře používat pro signály o vysokých intenzitách. Posledním detektorem, který obsahuje sestava dvojitě monochromátoru, je olovo-sirný detektor. Tento detektor se používá pro měření blízkého a středního IR záření a jeho rozsah měřených vlnových délek je od 1000 nm do 3200 nm. Má dobrou citlivost jak pro nízké signály, tak i pro signály s vysokou intenzitou. Monochromátor je schopný měřit s různou šířkou spektrálního pásma měřených vlnových délek. Šířka měřeného pásma je ovlivněna vstupní, středovou a výstupní šterbinou. Přístroj může být konfigurován pro měření záření se šířkou pásma 20 nm, 10 nm, 5 nm, 2,5 nm, 1 nm a 0,5 nm. Nevýhodou zařízení je vlastnost, že s klesající šířkou měřeného pásma klesá

i intenzita signálu na detektoru. Součástí konfigurace přístroje jsou i tři difrakční mřížky, které se automaticky natáčí podle měřené vlnové délky. První difrakční mřížka je pro měření UV a viditelného záření od 200 nm do 800 nm a má 600 vrypů na milimetr. Druhá difrakční mřížka je pro měření blízkého a středního IR záření v rozmezí vlnových délek od 800 nm do 2200 nm a má také 600 vrypů na mm jako první mřížka. Třetí mřížka je pro měření IR záření v rozmezí vlnových délek 2200 nm až 6000 nm a má 150 vrypů na mm. Jako vstupní optika se používá kulový integrátor s vstupním otvorem 31,7 mm. Je opatřen nátěrem, který je schopný rozptylovat záření s malým útlumem v oblasti vlnových délek 250 nm až 2500 nm. Pro jiné vlnové délky má kulový integrátor již velký útlum. Pro měření vyšších vlnových délek než 2500 nm se používá kulový integrátor se zlatým povrchem, který má vynikající rozptylové vlastnosti pro IR záření. Pro kalibraci dvojitého monochromátoru se používají dva typy kalibračních zdrojů – deuteriová výbojka a halogenové žárovky. Kalibrace probíhá jedenkrát do roka a kalibruje se sestava s jednotlivými typy mřížek a detektorů. Deuteriová výbojka OL UV-40 se používá pro kalibraci UV oblasti měření od 200 nm do 400 nm a má příkon 30 W. Umísťuje se 30 cm od optického vstupu kulového integrátoru. Je napájena vlastním zdrojem proudu OL 46D, který zajišťuje konstantní proud během kalibrace. Halogenové žárovky se používají pro kalibraci UV, viditelné a IR oblasti v rozsahu vlnových délek 250 až 4500 nm. Halogenové žárovky jsou typu FEL a jejich příkon je 1000 W. Pro napájení halogenových žárovek při kalibraci se používá přesný proudový zdroj OL83A s konstantním proudem 8 A. Proudový zdroj má velmi malou odchylku napájecího proudu okolo  $\pm 0,01$  % nastavené hodnoty. Halogenové žárovky se umísťují 50 cm před optický vstup kulového integrátoru. Před samotnou kalibrací dvojitého monochromátoru se kalibrační zdroje nechávají ustálit, aby se jejich vyzařovaná energie neměnila v průběhu kalibrace. Halogenové žárovky se ustalují 15 min a deuteriová výbojka se ustaluje 30 min. Samotné měření jednoho spektrálního průběhu v plném rozsahu (UV + viditelná + IR oblast) trvá víc jak jednu hodinu na dvojitém monochromátoru pro krok měření 1 nm v UV a viditelné oblasti a 10 nm v oblasti IR. Dvojitý monochromátor v této konfiguraci není schopný měřit rychlé děje nebo pulzní zdroje.



Obrázek 37 Dvojitý monochromátor Gooch & Housego OL 750 D [85]

Pro rychlá měření v rámci práce je použit spektrometr JETI specbos 1211 UV. Jedná se o CCD spektrometr, který dokáže provádět velmi rychlá měření, kdy jedno měření může trvat i zlomek sekundy v závislosti na intenzitě ozáření. Spektrální rozsah měřených vlnových délek je u tohoto typu spektrometru 230 nm až 1000 nm. Spektrální rozsah sice nepokrývá celou požadovanou oblast vlnových délek pro vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti,

ale pro rychlá informativní měření je tento typ spektrometru dostačující. Nevýhodou použití tohoto typu spektrometru je velký šum v UV a IR oblasti, který může vnášet do vyhodnocení velkou nejistotu. Další nevýhodou použití tohoto přístroje je možnost měřit pouze nízké intenzity záření. Výrobce udává, že je možné měřit osvětlenost o hodnotách maximálně 28000 lx pro zdroj typu A. Jelikož je integrační doba přístroje velmi krátká (v řádu milisekund pro intenzivní zdroje), je přístroj možné použít i pro měření pulzních zdrojů. Přístroj má dva režimy měření. V základním režimu je schopný měřit zář a jas. Pokud se ale na optický vstup přístroje nasadí kosinový nástavec, je přístroj schopný měřit i intenzitu ozáření a osvětlenost. Přístroj se také dá nainstalovat na stativ a používat pro měření v terénu. Spektrometr se pravidelně kalibruje jednou do roka a posílá se na kalibraci k výrobcí, který má návaznost na NIST.



Obrázek 38 Spektrometr JETI specbos 1211UV

## 8.1 Porovnání měřících přístrojů při vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti

Pro vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti je nejdůležitějším krokem měření spektrálního průběhu vyzařované energie hodnoceného zařízení. Pro získání spektrálního průběhu slouží spektrometry, které vyhodnotí zářivou energii pro každou vlnovou délku a stanoví spektrální průběh. Jak bylo zmíněno v předchozí kapitole, pro práci budou využity dva spektrometry – dvojitý monochromátor (G&H) a CCD spektrometr (Jeti). Oba přístroje musí být pro vyhodnocování spektrálních průběhů řádně kalibrovány pomocí kalibračního zdroje. Kalibrace obou přístrojů probíhá jednou ročně. Každý přístroj má své výhody a nevýhody použití. Tyto výhody a nevýhody použití se týkají hlavně rychlosti měření, selektivity vlnových délek, odstupu měřeného signálu od šumu, maximální měřené intenzity záření nebo rozměrů zařízení. Nejdůležitějším parametrem jsou ale měřené spektrální průběhy, ze kterých jsou pak počítány hodnoty nebezpečí. Na naměřené hodnoty může mít vliv řada aspektů, které způsobují nejistoty měření u spektrometrů. Nejistoty mohou být způsobeny konstrukcí spektrometru, zašuměním detektoru, degradací komponent, chybnou kalibrací nebo nevhodným používáním.

Aby se zjistilo, který spektrometr je vhodnější na vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti a zda je opravdu dvojitý monochromátor nejvhodnější spektrometr k vyhodnocování, bylo vytvořeno následující měření. Pro měření bylo vybráno několik zdrojů UV a jednobarevných LED (375 nm, 400 nm, 425 nm), bílých LED (3000 K, 4000 K, 6500 K) a jedna germicidní zářivka (Philips TUV PL-S 11 W). Zdroje byly vyhodnoceny podle všech možných

nebezpečí, která požaduje ČSN EN 62471. Měření probíhala v různých fotometrických vzdálenostech. Zdroje s velkým vizuálním efektem (bílé LED) byly měřeny ve vzdálenosti, při které vytvoří osvětlenost 500 lx. Zdroje, které neměly velký vizuální efekt a nevytvořily osvětlenost 500 lx ve vzdálenosti vyšší jak 200 mm od spektrometru, byly měřeny a hodnoceny ve vzdálenosti 200 mm.

Tabulka 19 Porovnání vypočtených hodnot fotobiologické bezpečnosti pro použité spektrometry (1. polovina)

Zdroj	Spektrometr	r	E	$\Delta r_{500 \text{ lx}}$	$\Delta E$	$E_S$	$\Delta E_S$	$E_{\text{UVA}}$	$\Delta E_{\text{UVA}}$
		[m]	[lx]	[%]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]
2700 K	Jeti	0,655	500	4,66	-	3,30E-05	667	8,54E-04	293
	G&H	0,626	500			4,30E-06		2,17E-04	
4000 K	Jeti	0,738	500	2,42	-	1,40E-06	49	1,93E-03	80
	G&H	0,721	500			9,42E-07		1,07E-03	
6500 K	Jeti	0,720	500	1,80	-	1,71E-05	812	1,75E-03	284
	G&H	0,707	500			1,87E-06		4,56E-04	
425 nm	Jeti	0,200	183	-	11,05	1,68E-03	4813	1,54E-01	76
	G&H	0,200	165			3,42E-05		8,73E-02	
400 nm	Jeti	0,200	35,8	-	12,98	1,76E-03	949	4,04E+00	2,55
	G&H	0,200	31,7			1,67E-04		3,94E+00	
375 nm	Jeti	0,200	25,2	-	16,98	1,14E-03	77	1,18E+01	2,34
	G&H	0,200	21,5			6,46E-04		1,16E+01	
UVC	Jeti	0,200	200	-	0,71	4,24E+00	7,41	3,54E-01	13,6
	G&H	0,200	199			3,95E+00		4,10E-01	

Tabulka 20 Porovnání vypočtených hodnot fotobiologické bezpečnosti pro použité spektrometry (2. polovina)

Zdroj	Spektrometr	r	E	$E_B$	$\Delta E_B$	$\gamma$	$L_B$	$\Delta L_B$	$L_R$	$\Delta L_R$
		[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
2700 K	Jeti	0,655	500	0,143	2,84	0,017	647	6,44	11494	8,20
	G&H	0,626	500	0,147		0,018	608		10623	
4000 K	Jeti	0,738	500	0,278	0,80	0,015	1598	4,08	21846	4,44
	G&H	0,721	500	0,281		0,015	1535		20918	
6500 K	Jeti	0,720	500	0,499	1,66	0,015	2719	1,93	32325	2,29
	G&H	0,707	500	0,507		0,016	2668		31600	
425 nm	Jeti	0,200	183	16,414	5,50	0,055	6912	5,50	69149	5,47
	G&H	0,200	165	17,369		0,055	7314		73151	
400 nm	Jeti	0,200	35,8	4,913	0,84	0,055	2069	0,84	20705	0,87
	G&H	0,200	31,7	4,872		0,055	2052		20527	
375 nm	Jeti	0,200	25,2	0,494	1,83	0,055	208	1,83	1990	1,39
	G&H	0,200	21,5	0,485		0,055	204		1962	
UVC	Jeti	0,200	200	0,403	0,26	0,100	51,3	0,26	544	0,70
	G&H	0,200	199	0,402		0,100	51,2		541	

Tabulky 19 a 20 znázorňují vypočtené hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro zdroje měřené dvěma různými spektrometry. Jelikož hodnocených parametrů je velké množství, byly vyhodnocené hodnoty rozděleny do dvou tabulek. V první tabulce jsou hodnoty vzdáleností, při kterých hodnocené bílé LED vytvářely osvětlenost 500 lx, která pak byla měřena. Pro každý spektrometr je tato vzdálenost jiná, vzájemně se ale liší o jednotky procent. Rozdíly jsou způsobené různou selektivitou a spektrální citlivostí použitých spektrometrů. U zdrojů s malým vizuálním efektem byla hodnocena osvětlenost, kterou vytváří ve srovnávací vzdálenosti. Rozdíly mezi naměřenými hodnotami byly mezi 10 až 16 % pro LED 375 nm, 400 nm a 425 nm. Tento jev je způsobený nízkou hodnotou osvětlenosti a také spektrální oblastí, která měla vytvářet světelný vjem (UV oblast a fialová barva LED). Tato část spektra má malou světelnou účinnost a díky tomuto jevu se mohou velmi lišit i hodnoty vytvořené osvětlenosti. Pro UVC zdroj byla naměřena osvětlenost ve srovnávací rovině okolo 200 lx pro oba přístroje. I když se jednalo o zdroj, který vyzařuje značnou část svého záření na vlnové délce 254 nm, vyzařoval tento zdroj i malé množství záření ve viditelné oblasti, které vytvářelo naměřenou osvětlenost. Dalším hodnocenou veličinou bylo nebezpečí UV záření pro oko a kůži. Pro tuto veličinu nastaly extrémní rozdíly mezi měřenými hodnotami obou přístrojů. Naměřené hodnoty dvojitěho monochromátoru jsou velmi nízké a jedná se o šum detektoru, případně „stray light“. U CCD spektrometru se také jednalo o šum, který byl ale mnohokrát vyšší než u monochromátoru. Z tohoto důvodu je rozdíl vyhodnocených hodnot tak velký. Pokud se ale hodnotil UVC zdroj, vyhodnocený rozdíl vypočtených hodnot nebezpečí UV záření nebyl velký (7 %). Obdobná situace nastala i pro nebezpečí krátkovlnného UV záření pro oko. Pokud spektrometry zaznamenaly ve vyhodnocované oblasti pouze šum detektoru, rozdíly mezi měřenými hodnotami byly značné. Pokud ale měřily skutečné záření, rozdíly byly pro UV LED minimální (okolo 2 %). Stejný efekt nastal i pro vyhodnocování nebezpečí UVA záření pro oko, kdy v případě bílých LED a LED 425 nm byly naměřené rozdíly největší, protože se ve spektru měřených zdrojů nevyskytovalo UVA záření a byl měřen pouze šum detektorů. Při hodnocení nebezpečí modrého světla pro LED bílé barvy světla byly hodnoty rozdílů vypočtených hodnot jak záře, tak i intenzity ozáření nižší se zvyšující se náhradní teplotou chromatičnosti. Podobný jev nastal i pro hodnocení nebezpečí tepelného poškození sítnice.

Z vyhodnocených hodnot vyplývá, že oba spektrometry měří velmi podobné hodnoty pro vlnové délky, na nichž se nachází záření. Pokud ale spektrometry měří vlnové délky, na kterých není vyzařováno záření, rozdíly v naměřených hodnotách jsou velké. U CCD spektrometru se objevuje velké množství šumu na vlnových délkách, na nichž hodnocený zdroj nevyzařuje žádnou energii a tento šum může být mylně hodnocen jako záření a hodnocený zdroj je pak zařazen do chybné skupiny nebezpečí. Z tohoto důvodu je dvojitý monochromátor vhodnějším přístrojem pro vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti. Pro potřeby práce bude při měření konstantně svítících objektů využít zejména dvojitý monochromátor. Pro měření pulzních zdrojů nebo zdrojů, u kterých se bude měnit vyzařované spektrum nebo intenzita záření, bude použit CCD spektrometr.

## 8.2 Nejistoty měření

Při prezentaci výsledku měření fyzikálních veličin je vhodné uvést kvantitativní údaje o kvalitě naměřeného nebo vypočteného výsledku, aby se dala posoudit jejich spolehlivost. Bez takové indikace nelze výsledky měření srovnávat mezi sebou nebo s referenčními hodnotami. Z tohoto důvodu existuje snadno proveditelný, srozumitelný a obecně přijímaný postup pro charakterizaci kvality výsledku měření, tj. vyhodnocování a vyjadřování jeho nejistot. Koncept nejistoty jako

číselného atributu je v historii měření relativně nový, i když analýza chyb je již dlouho součástí metrologie. V současné době jsou všeobecně známé složky jednotlivých chyb, stále ale existuje nejistota ohledně správnosti naměřeného výsledku. Jedná se o pochybnost, jak dobře výsledek měření představuje hodnotu měřené veličiny. Metoda hodnocení a vyjadřování nejistot musí být univerzální a přenosná, aby se jí daly postihnout všechny druhy měření a aby se vypočtená nejistota dala použít na další měření, pro které se používá první výsledek [57].

Nejistoty měření jsou složené z několika složek, které se dělí do tří kategorií z hlediska odhadu jejich numerické hodnoty. Hodnoty první kategorie jsou získávány statistickými metodami a hodnoty druhé kategorie jsou hodnoceny jinými prostředky. První kategorie je charakterizována tzv. směrodatnými odchylkami výběrového průměru nebo stupněm volnosti. Druhá kategorie je popsána veličinami, které lze považovat za aproximace odpovídajících odchylek, jejichž existence se předpokládá. Třetí kategorií je kombinovaná nejistota, která je popsána číselnou hodnotou získanou pro kombinaci rozptylů [57].

### 8.2.1 Nejistota typu A

Jedná se o vyhodnocení složky nejistoty měření statistickou analýzou z naměřených hodnot veličiny získané za definovaných podmínek měření [58].

Ve většině případů nejlepší dostupný odhad hodnoty veličiny  $q$ , která se mění náhodně, pro kterou bylo získáno  $n$  nezávislých měření  $q_k$  za stejných podmínek, je aritmetický průměr vypočtený z  $n$  pozorování:

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n q_k \quad (-; -, -). \quad (8.1)$$

Jednotlivá pozorování  $q_k$  se liší v hodnotách díky náhodným změnám ve veličinách, které pozorování ovlivňují. Experimentální rozptyl pozorování je dán vztahem, který odhaduje rozptyl  $\sigma^2$  rozdělení pravděpodobnosti  $q$ :

$$s^2(q_k) = \frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (q_j - \bar{q})^2 \quad (-; -, -, -). \quad (8.2)$$

Tento odhad rozptylu a jeho druhé odmocniny  $s(q_k)$  se nazývá experimentální směrodatná odchylka a charakterizuje variabilitu pozorovaných hodnot  $q_k$  nebo jejich rozptyl okolo průměrného  $\bar{q}$ .

Nejlepší odhad  $\sigma^2(\bar{q}) = \sigma^2 / n$  rozptylu průměru je dán vztahem:

$$s^2(\bar{q}) = \frac{s^2(q_k)}{n} \quad (-; -, -). \quad (8.3)$$

Experimentální rozptyl střední hodnoty  $s^2(\bar{q})$  a experimentální směrodatná odchylka střední hodnoty  $s(\bar{q})$ , která se rovná druhé odmocnině  $s^2(\bar{q})$ , kvantifikují dobře jak  $\bar{q}$ , tak i odhadovaný očekávaný rozptyl z  $q$ , a mohou tak být použity jako míra nejistoty  $\bar{q}$ . Počet měření  $n$  musí být

dostatečně velký, aby bylo zajištěno, že  $\bar{q}$  poskytuje spolehlivý odhad očekávání, a že  $s^2(\bar{q})$  poskytuje spolehlivý odhad rozptylu  $\sigma^2(\bar{q}) = \sigma^2 / n$  [57].

### 8.2.2 Nejistota typu B

Jedná se o vyhodnocení složky nejistoty měření stanovené jinými způsoby než vyhodnocením nejistoty měření typu A [58]. Data pro výpočet nejistoty typu B mohou být analyzována statisticky a nejedná se o nejistotu typu A, pokud data nebyla získána z řady pozorování. Data typu B, která se používají pro odhad nejistoty, budou pocházet z kalibračního protokolu, zprávy o testování způsobilosti, manuálu výrobce, technických listů, normativních metod, kalibračních postupů nebo průmyslových příruček.

Nejistota je obvykle vykazována jako rozšířená nejistota  $U$ , která je převedena na standardní nejistotu  $u$  pomocí vztahu  $u = U / k$ , kde  $k$  je koeficient rozšíření, který určuje spolehlivost odhadované nejistoty. Koeficient rozšíření  $k = 2$  odpovídá hodnota spolehlivosti 95 % [48]. Koeficient rozšíření bývá většinou součástí kalibračního protokolu přístroje nebo normálu, aby byla určena hodnota spolehlivosti výsledku.

### 8.2.3 Nejistota typu C

Kombinovaná nejistota typu C se vypočte kvadratickým součtem nejistot typu A a B. Značí se jako  $u_c$ .

### 8.2.4 Nejistoty při vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti

Pro vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti se používají spektrometry a širokopásmové detektory. U těchto zařízení mohou být naměřené hodnoty ovlivněny šířkou měřeného pásma vlnových délek, citlivostí detektoru na různá spektra, linearitou a stabilitou získávaného signálu z detektoru nebo šumem detektoru. Tato zařízení se musí pravidelně kalibrovat na normály, jejichž samotná kalibrace je také zatížena nejistotou měření. Tyto normály se umísťují do určité vzdálenosti od optického vstupu spektrometru a při jejich umístění může vzniknout odchylka vzdálenosti nebo natočení, což může mít vliv na výslednou intenzitu ozáření normálu. Normály jsou napájené ze stabilizovaných proudových zdrojů, které mohou zanašet určitou nejistotu do procesu kalibrace. Při měření hodnoceného zdroje mohou nastat nejistoty způsobené vzdáleností a natočením hodnoceného objektu vůči optickému vstupu spektrometru, stabilitou zářivého toku, tepelným ustálením, geometrickými rozměry a kolísáním napájecího napětí nebo proudu [28].

Pro zjištění nejistot při vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti bylo vytvořeno měření, které bylo realizováno CCD spektrometrem Avantes AvaSpec-2048TEC-2. Na optický vstup spektrometru AvaSpec bylo připojeno optické vlákno s kosinovým nástavcem. Spektrometr ve své sestavě obsahoval dva kanály, kdy každý kanál vedl k jinému detektoru. Měřící spektrální rozsah prvního kanálu, označeného jako *Master*, byl od 178 do 1100 nm a měřící spektrální rozsah druhého kanálu, označeného jako *Slave*, byl 167 až 1100 nm.

Před samotným měřením světelných zdrojů je potřeba provést kalibraci spektrometru. U některých přístrojů se provádí periodicky podle doporučení výrobce měřícího přístroje nebo se provádí při změně konfigurace. Kalibrace se provádí na normál intenzity záření, u něhož jsou známé intenzity ozáření v konkrétní vzdálenosti a poloze zdroje. Při kalibraci spektrometru Avantes byl využit normál Avalight-DH-CAL, který obsahoval halogenovou

žárovku a deuteriovou výbojku, které zajišťovaly kontinuální spektrum od hlubokého UV záření (od 180 nm) až do IR záření (1100 nm) a zároveň měl ve své konfiguraci i držák na kosinový nástavec, který jej fixoval v předepsané poloze a vzdálenosti od normálu. Tímto způsobem byl dodržen postup kalibrace a snížila se tak nejistota, způsobená instalací normálu a spektrometru na minimum.

Spektrometr při kalibraci pořídil celkem 10 měření pro každý kanál. Naměřené hodnoty byly v tzv. jednotkách vybuzení (anglicky *count*), které určovaly stupeň vybuzení detektoru. Před kalibrací ještě bylo nutné nastavit hodnotu integračního času v ovládacím softwaru spektrometru tak, aby byl signál dostatečně velký (okolo 80 % jednotek vybuzení z maximálního počtu) a zároveň měřené hodnoty nesměly být přexponované a nepřesáhly maximální hodnotu jednotek vybuzení. Po tomto měření bylo nutné ještě změřit šum detektorů jednotlivých kanálů, který se měří pomocí tzv. temného snímku, kdy na detektor nedopadá žádné záření. Bylo provedeno celkem 10 měření i pro temný snímek. Pro naměřené hodnoty kalibrace a temného snímku kalibrace byly vypočteny jejich průměrné hodnoty podle vztahu 8.1

Při měření světelných zdrojů se světelný zdroj nainstaloval do vzdálenosti 50 cm od kosinového nástavce spektrometru a zorný úhel spektrometru se vyzemil kruhovou clonou typu iris na 0,1 rad. Měřený zdroj se zapnul a nechal se minimálně 15 minut zahřát, aby se ustálily jeho světelně-elektrické parametry. U měřeného zdroje se opět nastavil optimální integrační čas pro měření v softwarovém nastavení spektrometru. Bylo provedeno celkem 10 měření spektrálního průběhu měřeného zdroje. Pro měřený zdroj a nastavený integrační čas bylo nutné změřit i temný snímek. Pro naměřené spektrální hodnoty zdroje a temného snímku byly vypočteny průměrné hodnoty.

K přepočtení z hodnot jednotek vybuzení na střední hodnoty spektrální intenzity ozáření se použil vztah:

$$E_{\lambda} = \frac{\overline{Y_{\lambda}} - \overline{Y_{D\lambda}}}{\overline{Y_{K\lambda}} - \overline{Y_{KD\lambda}}} \cdot E_{\lambda N} \cdot \frac{t_K}{t_M} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}; -, -, -, -, \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{ms}, \text{ms}), \quad (8.4)$$

kde  $\overline{Y_{\lambda}}$  je průměrná hodnota naměřeného spektra světelného zdroje v jednotkách vybuzení pro konkrétní vlnovou délku,  $\overline{Y_{D\lambda}}$  je průměrná hodnota temného snímku pro konkrétní vlnovou délku pro měřený zdroj,  $\overline{Y_{K\lambda}}$  je průměrná hodnota kalibračního spektra pro konkrétní vlnovou délku,  $\overline{Y_{KD\lambda}}$  je průměrná hodnota temného snímku kalibračního spektra pro konkrétní vlnovou délku,  $E_{\lambda N}$  je hodnota spektrální intenzity ozáření normálu ve  $\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}$ ,  $t_K$  je integrační čas spektrometru při kalibraci,  $t_M$  je integrační čas při měření světelného zdroje.

Jelikož každá z naměřených hodnot je zatížena nejistotou, je potřeba tyto nejistoty vyčíslit. Z naměřených hodnot kalibrace, měření zdroje a temných snímků se proto vypočte podle vztahů 8.2 a 8.3 nejistota měření typu A v absolutních hodnotách. Tato nejistota se pak dosadí do vztahu pro výpočet nejistoty naměřené veličiny.

Vztah pro výpočet absolutní hodnoty nejistoty naměřeného spektra pro světelný zdroj, kde  $\overline{U_{\lambda}}$  je nejistota měření v absolutních hodnotách, je:



$$E_{\lambda M} = \frac{(\overline{Y_{\lambda}} - \overline{U_{\lambda}}) - \overline{Y_{D\lambda}}}{\overline{Y_{K\lambda}} - \overline{Y_{KD\lambda}}} \cdot E_{\lambda N} \cdot \frac{t_K}{t_M} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}; -, -, -, -, -, \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{ms}, \text{ms}). \quad (8.5)$$

Vztah pro výpočet absolutní hodnoty nejistoty temného snímku pro světelný zdroj, kde  $\overline{U_{D\lambda}}$  je nejistota měření v absolutních hodnotách, je:

$$E_{\lambda MD} = \frac{\overline{Y_{\lambda}} - (\overline{Y_{D\lambda}} - \overline{U_{D\lambda}})}{\overline{Y_{K\lambda}} - \overline{Y_{KD\lambda}}} \cdot E_{\lambda N} \cdot \frac{t_K}{t_M} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}; -, -, -, -, -, \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{ms}, \text{ms}). \quad (8.6)$$

Vztah pro výpočet absolutní hodnoty nejistoty kalibrace, kde  $\overline{U_{K\lambda}}$  je nejistota měření v absolutních hodnotách, je:

$$E_{\lambda K} = \frac{\overline{Y_{\lambda}} - \overline{Y_{D\lambda}}}{(\overline{Y_{K\lambda}} - \overline{U_{K\lambda}}) - \overline{Y_{KD\lambda}}} \cdot E_{\lambda N} \cdot \frac{t_K}{t_M} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}; -, -, -, -, -, \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{ms}, \text{ms}). \quad (8.7)$$

Vztah pro výpočet absolutní hodnoty nejistoty temného snímku kalibrace, kde  $\overline{U_{KD\lambda}}$  je nejistota měření v absolutních hodnotách, je:

$$E_{\lambda KD} = \frac{\overline{Y_{\lambda}} - \overline{Y_{D\lambda}}}{\overline{Y_{K\lambda}} - (\overline{Y_{KD\lambda}} - \overline{U_{K\lambda}})} \cdot E_{\lambda N} \cdot \frac{t_K}{t_M} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}; -, -, -, -, -, \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{ms}, \text{ms}). \quad (8.8)$$

Dále je potřeba vypočítat relativní hodnotu nejistoty [138], pro vyhodnocení v předchozích vztazích (8.5 až 8.8). Tato hodnota se vypočte podle všeobecného vztahu, který lze použít pro všechny čtyři předchozí vztahy:

$$u_{\lambda\%i} = \frac{|\overline{Y_{\lambda}} - \overline{Y_{\lambda i}}|}{\overline{Y_{\lambda}}} \cdot 100 \quad (\%; -, -, -). \quad (8.9)$$

Další nejistota, kterou je měření zatíženo, je kalibrace normálu, kterou provedl výrobce nebo zkušební laboratoř. Tuto nejistotu uvádí výrobce, nebo zkušební laboratoř v kalibračním protokolu normálu. V případě normálu použitého pro kalibraci jsou nejistoty popsány formou chyby, kdy se jedná o rozšířenou nejistotu. Tyto chyby se vztahují vždy na určitý interval spektra kalibračního zdroje. Jelikož byla pro měření použit deuteriumhalogenový zdroj, tak se jednalo v podstatě o dva zdroje. Každý zdroj tak měl definovanou chybu kalibrace při souběžném provozu. Relativní chyby kalibračního zdroje jsou v tabulce. Jelikož v kalibračním protokolu jsou uvedené relativní chyby, je potřeba přepočítat tyto hodnoty na standardní nejistotu, která se bude dále používat pro výpočty. Výpočet standardní nejistoty se provede podle vztahu:

$$u_{BN\lambda\%} = \frac{U_{N\lambda\%}}{k} \quad (\%; \%, -), \quad (8.10)$$

kde  $u_{Norm}$  je standardní nejistota,  $U_{Norm}$  je rozšířená nejistota a  $k$  je koeficient rozšíření [138].

Tabulka 21. Pro výpočet nejistoty se bude předpokládat, že v UV oblasti (od 200 do 400 nm) přispívá deuteriová výbojka největším množstvím záření a ve viditelné a IR oblasti (401 až 1100 nm) bude mít největší příspěvek záření halogenová žárovka.

Jelikož v kalibračním protokolu jsou uvedené relativní chyby, je potřeba přepočítat tyto hodnoty na standardní nejistotu, která se bude dále používat pro výpočty. Výpočet standardní nejistoty se provede podle vztahu:

$$u_{BN\lambda\%} = \frac{U_{N\lambda\%}}{k} \quad (\%; \%, -), \quad (8.10)$$

kde  $u_{Norm}$  je standardní nejistota,  $U_{Norm}$  je rozšířená nejistota a  $k$  je koeficient rozšíření [138].

Tabulka 21 Relativní chyby pro kalibrační zdroj Avalight-DH-CAL pro souběžný provoz deuteriumhalogenového zdroje [7]

Deuteriová výbojka	$u_{RD}$ [%]
200 – 240 nm	± 5,4 %
240 – 350 nm	± 5,0 %
350 – 400 nm	± 4,9 %
Halogenová žárovka	$u_{RZ}$ [%]
210 – 380 nm	± 5,3 %
380 – 860 nm	± 7,7 %
860 – 1100 nm	± 23,2 %

V kalibračních protokolech normálů a přístrojů se běžně uvádí, jakým koeficientem  $k$  jsou vypočtené nejistoty rozšířeny. Koeficient  $k$  udává rozšíření, které je rovné kvantilu normovaného normálního rozdělení pro pravděpodobnost  $P$ , s níž se bude nacházet většina naměřených hodnot. Jelikož výrobce ani kalibrační laboratoř neuvedli v kalibračním protokolu hodnotu  $k$ , bude se předpokládat, že se rovná  $k = \sqrt{3}$ , což odpovídá pravděpodobnosti 68 %. Pro kalibrační normály byly v kalibračním protokolu [7] uvedeny chyby proudu pro napájecí zdroj deuteriové výbojky ( $u_{Deut.} = \pm 0,3 \%$ ) a napětí pro napájecí zdroj halogenové žárovky ( $u_{hal.} = \pm 0,5 \%$ ). Aby se tyto hodnoty chyb přepočítaly na hodnoty nejistot, je potřeba použít vztahy:

$$u_{BDeut\%} = c_{Deut} \frac{\delta_{Deut\%}}{k} \quad (\%; -, \%, -), \quad (8.11)$$

$$u_{BHal\%} = c_{Hal} \frac{\delta_{Hal\%}}{k} \quad (\%; -, \%, -), \quad (8.12)$$

kde  $\delta_{Deut\%}$  a  $\delta_{Hal\%}$  jsou chyby získané z kalibračního protokolu,  $c_{deut}$  a  $c_{Hal}$  jsou citlivostní koeficienty pro určitý typ kalibračních světelných zdrojů [138]. Citlivostní koeficient pro deuteriovou výbojku se rovná  $c_{deut} = 0,6$  [105] a citlivostní koeficient pro halogenovou žárovku se rovná  $c_{Hal} = 3,6$ . Opět se předpokládá, že deuteriová výbojka má největší intenzitu záření v UV oblasti (od 200 do 400 nm) a halogenová žárovka ve viditelné a IR oblasti (400 až 1100 nm) a proto tyto nejistoty budou dosazené do odpovídajících intervalů vlnových délek.

Kombinovaná nejistota pro měření jednotlivých vlnových délek se vypočte podle vztahu:

$$u_{\lambda C\%} = \sqrt{u_{\lambda M\%}^2 + u_{\lambda MD\%}^2 + u_{\lambda K\%}^2 + u_{\lambda KD\%}^2 + u_{\lambda NK\%}^2 + u_{\lambda Z\%}^2} \quad (\%; \%, \%, \%, \%, \%, \%, \%, \%) \quad (8.13)$$

do kterého jsou dosazeny všechny nejistoty, vypočtené pro naměřené hodnoty.

Rozšířená nejistota pro měření se vypočte podle vztahu:

$$U_{\lambda C\%} = k \cdot u_{\lambda C\%} \quad (\%; -, \%,), \quad (8.14)$$

kdy  $k = 2$  a vypočtené hodnoty budou ležet v intervalu s pravděpodobností 95 %.

Při měření světelných zdrojů bylo změřeno celkem 6 světelných zdrojů – 3 halogenové reflektorové žárovky napájené 12 V a 3 LED – monochromatická žlutá, bílá se základem ve fialové oblasti a bílá se základem v modré oblasti. Pro těchto 6 zdrojů byly získány spektrální průběhy intenzity ozáření pomocí spektrometru Avantes, pro které byly vypočteny hodnoty kombinovaných nejistot podle předchozího postupu. Dále byly vypočteny hodnoty osvětlenosti a fotobiologické bezpečnosti, pro které byly vypočteny i hodnoty nejistot.

Tabulka 22 Srovnání vypočtených hodnot fotobiologické bezpečnosti a jejich nejistot pro hodnocené zdroje a dva kanály spektrometru

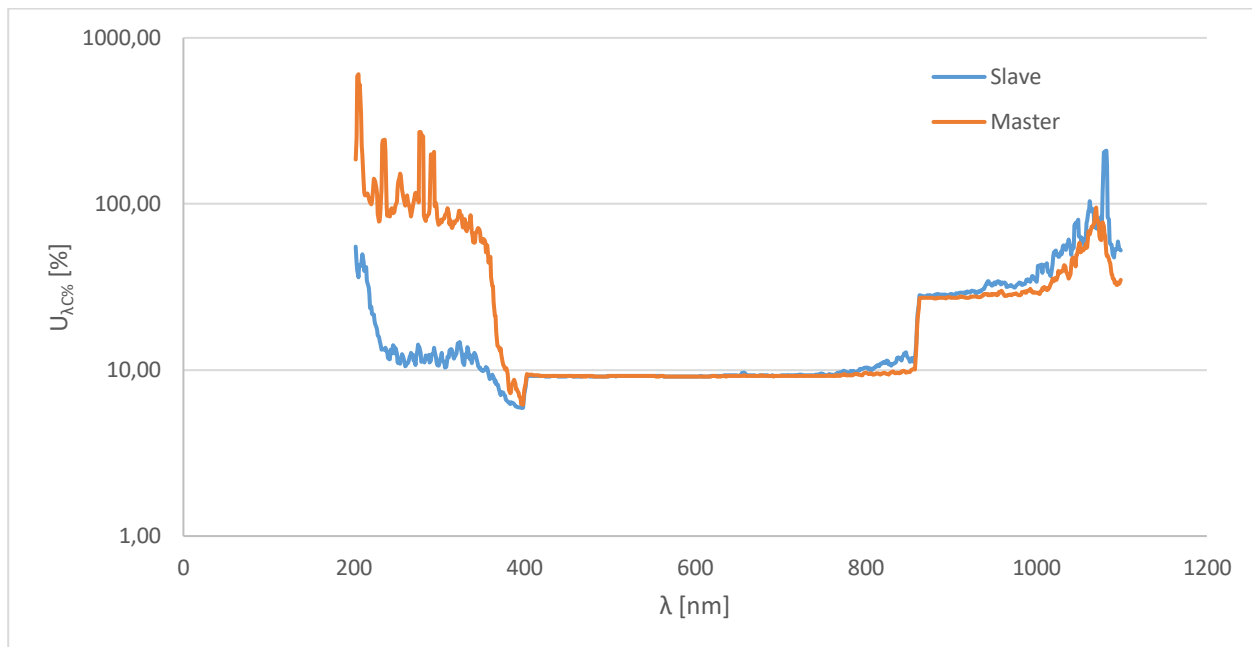
Zdroj	HFH Halogen Lamp		LED 5000 K		LED 5600 K		Leuci Diamond 4200 K		Sylvania 42MR16		LED Yellow	
Parametry zdroje	12 V 50 W		5 W		14 W		12 V 50 W		12 V 42 W		DIP LED	
Veličina/Kanál	Master	Slave	Master	Slave	Master	Slave	Master	Slave	Master	Slave	Master	Slave
$E$ [lx]	5002	5437	612,0	560,6	767,3	714,3	2157	2271	3206	2615	1940	2026
$U_c$ [lx]	458	499	56,1	51,6	70,6	65,6	197	208	293	240	186	191
$u_{C\%}$ [%]	9,17	9,19	9,17	9,20	9,21	9,19	9,17	9,19	9,17	9,19	9,61	9,45
$E_s$ [W.m <sup>-2</sup> ]	0,799	2,334	0,102	0,194	0,130	0,264	0,344	1,018	0,448	1,071	0,346	0,497
$U_c$ [W.m <sup>-2</sup> ]	1,338	0,610	0,246	0,076	0,279	0,096	0,795	0,286	1,255	0,281	1,624	1,327
$u_{C\%}$ [%]	167	26	241	39	214	36	231	28	280	26	469	267
$E_{UVA}$ [W.m <sup>-2</sup> ]	0,186	0,312	0,060	0,015	0,112	0,126	0,120	0,177	0,081	0,120	0,005	0,035
$U_c$ [W.m <sup>-2</sup> ]	0,034	0,026	0,006	0,004	0,010	0,010	0,017	0,015	0,022	0,011	0,132	0,034
$u_{C\%}$ [%]	18,5	8,5	10,1	25,4	8,5	8,3	14,5	8,6	26,9	9,2	2642,7	97,2
$E_{IR}$ [W.m <sup>-2</sup> ]	13,542	15,133	0,089	0,067	0,129	0,147	13,69	1,627	6,728	5,781	0,101	0,136
$U_c$ [W.m <sup>-2</sup> ]	3,363	4,871	0,093	0,168	0,304	0,335	3,68	0,149	1,793	2,147	0,923	0,884
$u_{C\%}$ [%]	24,83	32,18	104,70	251,99	235,78	227,56	26,89	9,16	26,65	37,13	914	648
$E_B$ [W.m <sup>-2</sup> ]	1,62	1,74	0,450	0,440	0,798	0,777	1,55	1,63	0,92	0,75	0,008	0,015
$U_c$ [W.m <sup>-2</sup> ]	0,15	0,16	0,042	0,042	0,073	0,071	0,14	0,15	0,09	0,07	0,022	0,014
$u_{C\%}$ [%]	9,20	9,16	9,23	9,50	9,19	9,14	9,17	9,16	9,22	9,17	289	94
$I_b$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	206,3	221,8	57,34	56,07	101,55	98,90	197,8	207,16	117,770	96,094	0,96	1,94
$U_c$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	18,9	20,3	5,29	5,33	9,33	9,04	18,1	18,98	10,858	8,813	2,78	1,83
$u_{C\%}$ [%]	9,20	9,16	9,23	9,50	9,19	9,14	9,17	9,16	9,22	9,17	289	94
$I_R$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	5536	6115	758,6	728,1	1251	1209	3642	3884	3335	2796	613,5	666,8
$U_c$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	584	682	72,9	73,8	124	122	420	480	346	310	8,7	119,6
$u_{C\%}$ [%]	10,55	11,15	9,61	10,14	9,93	10,12	11,55	12,37	10,40	11,09	1,42	17,93

V tabulce 22 se nachází vypočtené hodnoty osvětlenosti a fotobiologické bezpečnosti pro měřené zdroje. V tabulce jsou také uvedeny hodnoty rozšířených nejistot (dále jen nejistot) pro každou veličinu a kanál spektrometru. Hodnoty osvětlenosti jsou zatíženy nejistotou okolo 9 % bez rozdílu hodnoceného zdroje nebo kanálu. Je to způsobeno tím, že interval vlnových délek, ze kterých je osvětlenost vypočtena, ležel v intervalu měřených vlnových délek, pro něž byla vypočtena nejnižší hodnota nejistoty. Pro nebezpečí UV záření  $E_S$  pro oko a kůži vychází vypočtené velmi vysoké hodnoty pro oba kanály a všechny hodnocené zdroje, i když ani jeden ze zdrojů nebyl ve skutečnosti UV zářičem. Naměřené hodnoty jsou hodnoty šumu, který se u obou detektorů objevoval v UV oblasti. U spektrometru Avantes vznikl obdobný případ jako u spektrometru JETI specbos z kapitoly 8.1, u kterého také nastalo výrazné nadhodnocení nebezpečí UV záření pro oko a kůži vlivem šumu v UV oblasti. Pro nebezpečí UVA záření  $E_{UVA}$  pro oko vyšly hodnoty intenzity ozáření pod limitem, který udává mez intenzity záření pro skupinu vyjmutých zdrojů (RG0). I tyto hodnoty jsou zatíženy nejistotou, která je pro některé zdroje víc jak 20 %. Tyto nejistota je způsobena nízkým signálem v hodnocené UVA oblasti. Výjimku tvoří žlutá LED, u které spektrometr naměřil hodnoty šumu, z toho důvodu jsou i hodnoty nejistoty velmi vysoké. Pro nebezpečí tepelného poškození rohovky  $E_{IR}$  jsou hodnoty pod hodnotu meze pro skupinu vyjmutých zdrojů. U tohoto nebezpečí jsou vypočteny poměrně vysoké hodnoty nejistot, kdy část této nejistoty je způsobena vysokou nejistotou kalibrace normálu od výrobce a další část nejistoty je způsobena nízkým signálem zdrojů a vysokým šumem v oblasti IR záření na detektoru. Pro nebezpečí modrého světla ( $E_B$  a  $L_B$ ) jsou některé zdroje (HFH Lamp, Leuci Diamond) hodnocené jako zdroje s nízkým nebezpečím (RG1), protože vypočtená hodnota záře překročila mez ozáření pro vyjmuté zdroje, která je rovna  $100 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$ . U některých zdrojů (LED 5600 K, Sylvania 42MR16) vyšla vypočtená zář pod hodnotu meze pro zdroje vyjmuté, pokud by se ale k této hodnotě přičetla i hodnota nejistoty, byly by tyto zdroje hodnoceny jako zdroje s nízkým nebezpečím. Hodnota nejistoty by se od vypočtené hodnoty dala odečíst, pak by zdroje byly hodnoceny jako zdroje vyjmuté, ale z pohledu bezpečnosti je vždy lepší zvažovat horší případ, kdy nejistota je přičtena, a hodnotit je jako zdroje s nízkým nebezpečím. Měřené světelné zdroje byly hodnoceny z pohledu nebezpečí tepelného poškození sítnice, kdy byly hodnocené jako zdroje s nízkým nebezpečím, pro které byla vypočtena nejistota okolo 10 %.

Z naměřených a vypočtených hodnot v tabulce 22 také vyplývá, že mezi kanály Master a Slave jsou rozdíly ve vypočtených hodnotách nebezpečí a i v hodnotách nejistot. Ve viditelné oblasti měří oba kanály se shodnou nejistotou okolo 9 %. Touto nejistotou je zejména zatížena hodnota osvětlenosti a hodnota nebezpečí modrého světla. V UV oblasti (nebezpečí UV záření pro oko a kůži) měl při měření větší nejistotu měření kanál Master, kdy tato nejistota dosahovala až stovky procent, zatímco pro kanál Slave to byly desítky procent. V IR oblasti měly oba kanály hodnotu nejistoty měření podobnou (okolo 25 % pro nebezpečí tepelného poškození rohovky). Tato nejistota byla hlavně způsobena velkou nejistotou kalibračního zdroje v IR oblasti.

Na obrázku 39 se nachází grafický průběh vypočtené rozšířené nejistoty pro oba kanály spektrometru Avantes a světelný zdroj HFH Halogen Lamp 12 V 50 W. Z grafického průběhu je vidět, že největší nejistota nastala v oblasti UV záření pro kanál Master, kdy průměrně dosahovala 100 %. I pro kanál Slave nastala v této oblasti vysoká nejistota. Její hodnoty ale nebyly tak vysoké jako v případě kanálu Master. Tato nejistota byla způsobená vysokým šumem detektorů v oblasti UV záření, kdy detektor na kanálu Master měl vyšší šum než detektor na kanálu Slave. Měřený světelný zdroj měl v této oblasti záření nulovou hodnotu vyzařování, naměřené hodnoty patří proto pouze šumu. Použitý spektrometr je proto nevhodný pro hodnocení UV nebezpečí pro oko a kůži. Ve viditelné oblasti mají oba detektory nejistotu měření okolo 9 %, která je zejména

způsobena nejistotou kalibrace normálu a částečně i opakovatelností měření světelného zdroje. V IR oblasti je nejistota měření způsobena vysokou nejistotou kalibrace normálu od výrobce. Vypočtená hodnota této nejistoty je víceméně shodná pro oba kanály. V IR oblasti se také projevoval ve velké míře šum obou detektorů.



Obrázek 39 Vypočtená kombinovaná rozšířená nejistota pro měřený zdroj HFH Halogen Lamp 12 V 50 W a kanály Slave a Master spektrometru

### 8.3 Značení skupin nebezpečí

Všechny standardy hodnotící nebezpečí optického záření rozlišují hodnocené zdroje nebo zařízení podle skupin možného vytvářeného nebezpečí. Všechny standardy kromě ČSN ISO 15004-2 rozdělují zdroje do čtyř skupin nebezpečí. Skupinou zdrojů bez nebezpečí je skupina zdrojů vyjmutých (Risk Group – RG0). Skupinou zdrojů, které nezpůsobí poranění při krátkodobém pohledu (v řádu desítek sekund), je skupina zdrojů s nízkým nebezpečím (RG1). Skupina zdrojů, které nezpůsobí poranění při chvilkovém pohledu, je označena jako skupina zdrojů se středním nebezpečím (RG2). Skupina zdrojů, které mohou způsobit poranění v řádu zlomků sekund, se označuje jako skupina zdrojů s vysokým nebezpečím (RG3). Pro lepší orientaci bude v práci použito značení skupin nebezpečí, viz tabulka 23. Barvou políčka v buňce budou podbarveny vypočtené hodnoty nebezpečí pro konkrétní zdroje. Podle podbarvení je pak jednoduché určit skupinu nebezpečí. Hodnoty, které jsou pro hodnocení irelevantní (vypočtené například pro velký zorný úhel pro nebezpečí modrého světla), budou označeny kurzívou. Barevné značení bude použito i v grafických výstupech pro vyhodnocená nebezpečí.

Tabulka 23 Značení skupin nebezpečí ve vypočtených hodnotách

Skupina	Vyjmuté zdroje	Nízké nebezpečí	Střední nebezpečí	Vysoké nebezpečí
Podbarvení pole				

## 8.4 Hodnocení fotobiologické bezpečnosti světelných zdrojů v závislosti na vyhodnocované vzdálenosti

Vzdálenost mezi svítidlem a detektorem je při vyhodnocování světelných zdrojů a svítidel velmi důležitou veličinou. Standard ČSN EN 62471 doporučuje světelné zdroje hodnotit ve vzdálenosti, při které vytvoří osvětlenost 500 lx. Tato vzdálenost ale nesmí být menší než 200 mm. Pokud by zdroj vytvářel osvětlenost 500 lx ve vzdálenosti kratší než 200 mm, bude hodnocen ve vzdálenosti 200 mm. Pokud se jedná o zdroj s minimálním světelným vyzařováním nebo zdroj pulzní, bude hodnocen rovněž ve vzdálenosti 200 mm [28]. Jelikož se ale v praxi používají světelné zdroje pro vytváření osvětleností, které mohou být vyšší ale i nižší než 500 lx, bylo by vhodné stanovovat hodnoty jednotlivých druhů nebezpečí pro osvětlenosti, které se v praxi očekávají od hodnoceného svítidla, například svítidla pro operační sály vytváří osvětlenosti v řádu tisíců až desítek tisíců luxů, takže hodnocení při osvětlenosti 500 lx by znamenalo podhodnocení nebezpečí. Naopak od svítidel pro pouliční osvětlení se očekává, že budou vytvářet osvětlenosti v řádu desítek luxů, proto pokud by byla hodnocena při 500 lx, tak by to znamenalo možné nadhodnocení rizika. Pokud ale není známa zamýšlená hodnota osvětlenosti, při které má být svítidlo provozováno, měly by být vypočteny hodnoty nebezpečí pro různé instalační vzdálenosti svítidla. Pro potřeby disertační práce byl vytvořen výpočetní postup pro hodnocení světelných zdrojů v různých instalačních vzdálenostech. Tento postup byl zaveden i do praxe při komerčních měřeních fotobiologické bezpečnosti.

Základní hodnotou, ze které by měly být hodnoty pro metodu počítány, je naměřená hodnota ze spektrometrického měření, získaná alternativní metodou popsanou v předešlých kapitolách. Tato hodnota spektrálního průběhu by měla být měřena tak, aby se přibližovala nejbližší hodnotě osvětlenosti 500 lx, kterou požaduje norma ČSN EN 62471 jako hodnotící osvětlenost. Ostatní hodnoty osvětleností, intenzit ozáření a hodnot září se vypočtou pomocí fotometrického zákona. Jelikož se ale nikdy při měření nepodaří přesně nastavit hodnotu 500 lx, je potřeba nejprve vypočíst vzdálenost, při které je 500 lx dosaženo. Tato vzdálenost se vypočte podle vztahu:

$$r_{500\text{ lx}} = \sqrt{\frac{E_{\text{nam.}} \cdot r_{\text{měř.}}}{E_{500\text{ lx}}}} \quad (\text{m}; \text{lx}, \text{m}, \text{lx}), \quad (8.15)$$

kde  $E_{\text{nam.}}$  je naměřená hodnota osvětlenosti,  $r_{\text{měř.}}$  je fotometrická vzdálenost při měření a  $E_{500\text{ lx}}$  je osvětlenost 500 lx, požadovaná normou ČSN EN 62471 k hodnocení svítidla.

Dalším krokem k výpočtu je přepočítání naměřených hodnot intenzit ozáření pro různé druhy nebezpečí (nebezpečí UV záření pro oko a kůži, nebezpečí krátkovlnného UVA záření pro oko, nebezpečí modrého světla – malý zdroj, nebezpečí tepelného poškození sítnice, nebezpečí IR záření pro oko). Pro naměřený spektrální průběh se vypočtou jednotlivé druhy nebezpečí. Tyto hodnoty intenzit ozáření se pak přepočtou podle následujícího vztahu na intenzity ozáření, které jsou ve vyhodnocované vzdálenosti, ve které je osvětlenost 500 lx:

$$E_{\text{hod.}} = \frac{E_{\text{měř.}} \cdot r_{\text{měř.}}^2}{r_{500\text{ lx}}^2} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{m}, \text{m}), \quad (8.16)$$

kde  $E_{\text{hod.}}$  je intenzita ozáření konkrétního druhu nebezpečí v hodnocené vzdálenosti, při které je osvětlenost 500 lx,  $E_{\text{měř.}}$  je vypočtená hodnota konkrétního druhu nebezpečí z naměřených hodnot,  $r_{\text{měř.}}$  je vzdálenost mezi spektrometrem a měřeným svítidlem během měření,  $r_{500\text{ lx}}$  je vzdálenost, ve které svítidlo vytváří osvětlenost 500 lx.

V případě výpočtu záře konkrétního druhu nebezpečí je situace mírně komplikovanější než u intenzity ozáření. Do výpočtu vstupuje zorný úhel, jehož hodnota se mění se vzdáleností. Pro vyhodnocovací vzdálenost je potřeba nejen vypočítat novou hodnotu intenzity ozáření, ale i novou hodnotu zorného úhlu. Jelikož se vypočte nová hodnota zorného úhlu, je potřeba vypočítat i novou hodnotu úhlu prostorového. Tato hodnota se vypočte podle vztahu:

$$\Omega_{500\text{ lx}} = \frac{\pi \cdot \gamma_{500\text{ lx}}^2}{4} = \frac{\pi \cdot F^2}{4 \cdot r_{500\text{ lx}}^2} \quad (\text{sr; rad; m, m}), \quad (8.17)$$

kde  $\Omega_{500\text{ lx}}$  je prostorový úhel zorného úhlu pro svítidlo ve vzdálenosti, ve které vytváří svítidlo 500 lx,  $\gamma_{500\text{ lx}}$  je zorný úhel pro svítidlo ve vzdálenosti, při které svítidlo vytváří osvětlenost 500 lx,  $F$  je průměr světelně aktivní oblasti svítidla,  $r_{500\text{ lx}}$  je vzdálenost, ve které svítidlo vytváří osvětlenost 500 lx.

Hodnota prostorového úhlu pro zorný úhel ve vzdálenosti, při které je svítidlem vytvářena osvětlenost 500 lx, se pak dosadí do vztahu pro výpočet záře a vypočte se hodnota záře pro tuto vzdálenost. Hodnota záře se vypočte podle vztahu:

$$L_{500\text{ lx}} = \frac{E_{\text{hod.}}}{\Omega_{500\text{ lx}}} \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{sr}), \quad (8.18)$$

kde  $L_{500\text{ lx}}$  je hodnota záře ve vzdálenosti, při které svítidlo vytváří osvětlenost 500 lx,  $E_{\text{hod.}}$  je intenzita ozáření konkrétního druhu nebezpečí v hodnocené vzdálenosti, při které je osvětlenost 500 lx a  $\Omega_{500\text{ lx}}$  je prostorový úhel zorného úhlu pro svítidlo ve vzdálenosti, při které vytváří svítidlo 500 lx.

Výše uvedený postup vyhodnocení je aplikován na měření svítidla od firmy Halla, a.s. Pro měření bylo vybráno lištové svítidlo IXYO 172-600W-10GKE/840, W. Jedná se o svítidlo s příkonem 50,6 W, náhradní teplotou chromatičnosti 4000 K a světelným tokem 6060 lm. Měření svítidla proběhlo ve fotometrické vzdálenosti 3,5 m mezi svítidlem a spektrometrem. Pro měření byl využit dvojitý monochromátor - spektrometr s kulovým integrátorem jako vstupní optikou.

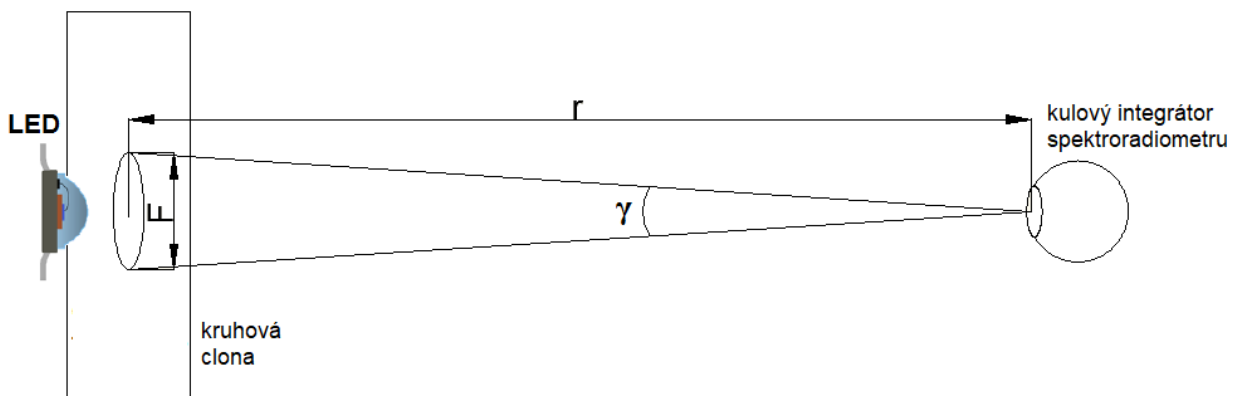
Tabulka 24 uvádí vypočtené výsledky hodnocených druhů nebezpečí pro měřené svítidlo. Sloupec  $r$  označuje fotometrickou vzdálenost,  $E$  je vytvářená hodnota osvětlenosti v konkrétní vzdálenosti,  $E_S$  je hodnota nebezpečí UV záření pro oko a kůži,  $E_{UVA}$  je hodnota nebezpečí krátkovlnného UVA záření pro oko,  $\gamma$  je hodnota zorného úhlu v rad,  $E_B$  je intenzita ozáření pro nebezpečí modrého světla – malý zdroj,  $L_B$  je zář pro nebezpečí modrého světla a  $L_R$  je zář pro nebezpečí tepelného poškození sítnice. V řádku označeném symbolem jedné hvězdy \* se nachází hodnoty vypočtené přímo z naměřených hodnot intenzity ozáření získané během měření dvojitým monochromátorem. V řádku označeném symbolem dvou hvězd \*\* jsou hodnoty vypočtené pro osvětlenost 500 lx. Tyto hodnoty jsou rozhodující při stanovení třídy nebezpečí svítidla. Hodnoty pro ostatní vzdálenosti jsou informačního charakteru pro instalace v různých vzdálenostech od pozorovatele. Jelikož svítidlo bylo osazeno LED světelnými zdroji, nevyzařuje proto žádné záření v UV oblasti. V hodnocené oblasti nebezpečí modrého světla patří svítidlo do třídy nebezpečí 1 (zelené podbarvení), protože překračuje limit záře  $100 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$  pro skupinu vyjmutých zdrojů.

Tabulka 24 Hodnoty různých druhů nebezpečí vypočtené z naměřených hodnot

r	E	E <sub>s</sub>	E <sub>UVA</sub>	γ	E <sub>B</sub>	L <sub>B</sub>	L <sub>R</sub>
[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
0,5	26891	0	0	0,0820	13,404	2539,5	36035
1	6723			0,0410	3,351	2539,5	36035
1,5	2988			0,0273	1,489	2539,5	36035
2	1681			0,0205	0,838	2539,5	36035
2,5	1076			0,0164	0,536	2539,5	36035
3	747			0,0137	0,372	2539,5	36035
<b>3,5*</b>	<b>549</b>			<b>0,0117</b>	<b>0,274</b>	<b>2539,5</b>	<b>36035</b>
<b>3,667**</b>	<b>500</b>			<b>0,0112</b>	<b>0,249</b>	<b>2539,5</b>	<b>36035</b>
4	420			0,0103	0,209	2539,5	36035
5	269			0,0082	0,134	2539,5	36035
6	187			0,0068	0,093	2539,5	36035
7	137			0,0059	0,068	2539,5	36035
8	105			0,0051	0,052	2539,5	36035
9	83			0,0046	0,041	2539,5	36035
10	67			0,0041	0,034	2539,5	36035

#### 8.4.1 Ověření hodnotícího postupu fotobiologické bezpečnosti na měnícím se zorném úhlu

Předchozí kapitola se zabývala výpočetním postupem pro určení hodnot nebezpečí fotobiologické bezpečnosti z naměřených hodnot jednoho měření. Při tomto postupu se musí dbát na velkou opatrnost při měření spektrálního průběhu, aby nenastala chyba při nastavování fotometrické vzdálenosti nebo aby byl zdroj měřen ve směru maximální intenzity. Samotný výpočet je ale zatížen chybou, protože čtvercový fotometrický zákon platí pro bodový zdroj. Během měření se ale mohou vyskytnout zdroje se slabě rozbíhavými svazky vyzařování nebo prostorově rozměrné zdroje. Pro tyto zdroje už nemusí platit fotometrický zákon a výsledky mohou být zatíženy nejistotou. Aby se zajistila co nejmenší nejistota vyhodnocení, je potřebné měřit podobné zdroje ve více fotometrických vzdálenostech. Jedině tak lze zjistit, zda je možné aplikovat při výpočtech fotometrický zákon.



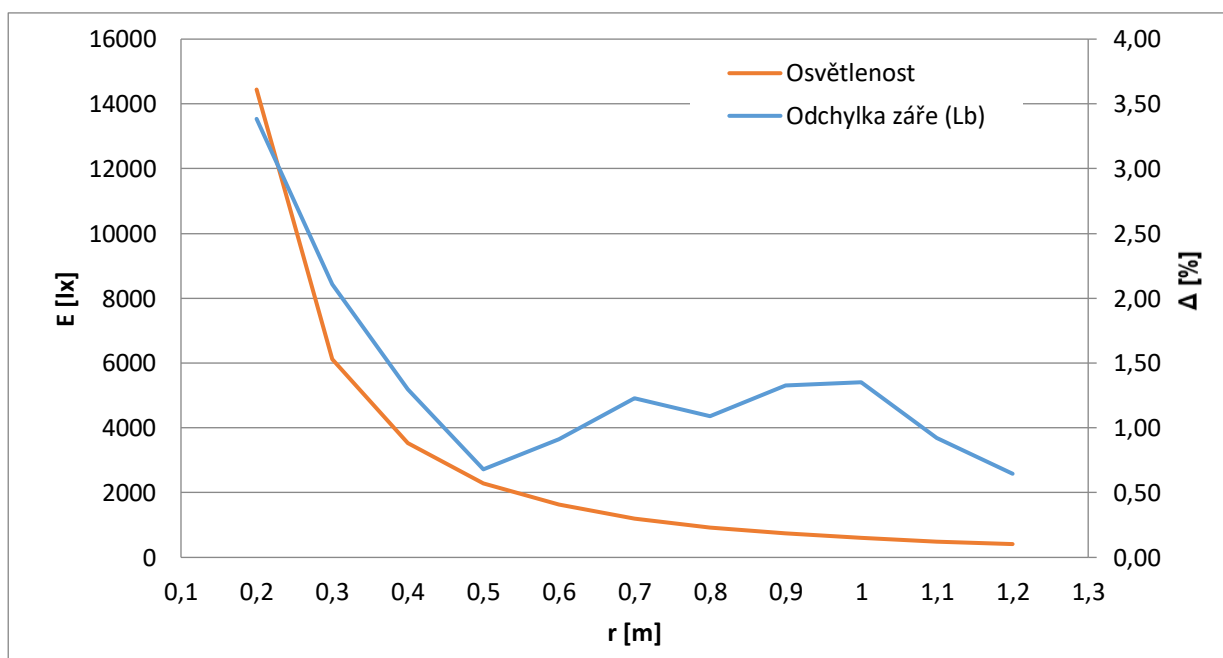
Obrázek 40 Schéma měřicí sestavy [120]



Tato závislost byla ověřena měřením na světelné diodě. Pro měření byla použita LED se jmenovitým příkonem 40 W, který byl pro lepší tepelnou stabilizaci zdroje redukován na 17 W. Náhradní teplota chromatičnosti použité LED byla 4000 K. Průměr zdroje bez clony byl 16,15 mm. Zdroj byl měřen pomocí dvojitého monochromátoru v různých vzdálenostech. Vzdálenost mezi monochromátorem a měřeným zdrojem se měnila po 10 cm. Zdroj byl měřen od 20 cm po 120 cm. Následně byl zdroj hodnocen na nebezpečí modrého světla jak metodikou pro malý zdroj, tak metodikou s výpočtem záře. Naměřené hodnoty byly také přepočteny na vzdálenost s osvětleností 500 lx, aby se zjistilo, jak se mohou vypočtené hodnoty navzájem lišit [120].

Tabulka 25 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED bez clony [120]

$r$	$\gamma$	$\Omega$	$E$	$E_B$	$E_{B500\text{ lx}}$	$L_B$	$\Delta$
[m]	[rad]	[sr]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
0,2	8,08E-02	5,12E-03	14443,8	8,768	0,30353	1712,98	3,38
0,3	5,23E-02	2,14E-03	6114,1	3,722	0,30435	1735,58	2,11
0,4	3,95E-02	1,22E-03	3520,8	2,142	0,30417	1749,95	1,30
0,5	3,17E-02	7,90E-04	2288,5	1,392	0,30404	1760,92	0,68
0,6	2,65E-02	5,52E-04	1625,6	0,988	0,30379	1789,12	0,91
0,7	2,28E-02	4,07E-04	1204,0	0,731	0,30359	1794,77	1,23
0,8	2,00E-02	3,14E-04	925,4	0,562	0,30368	1792,26	1,09
0,9	1,78E-02	2,48E-04	733,2	0,445	0,30359	1796,53	1,33
1	1,60E-02	2,01E-04	595,0	0,361	0,30367	1796,95	1,35
1,1	1,46E-02	1,66E-04	490,5	0,298	0,30367	1789,32	0,92
1,2	1,34E-02	1,40E-04	411,6	0,250	0,30366	1784,43	0,65



Obrázek 41 Grafické znázornění naměřených hodnot osvětleností a odchylek vypočtených hodnot záře v závislosti na vzdálenosti pro LED bez clony [120]

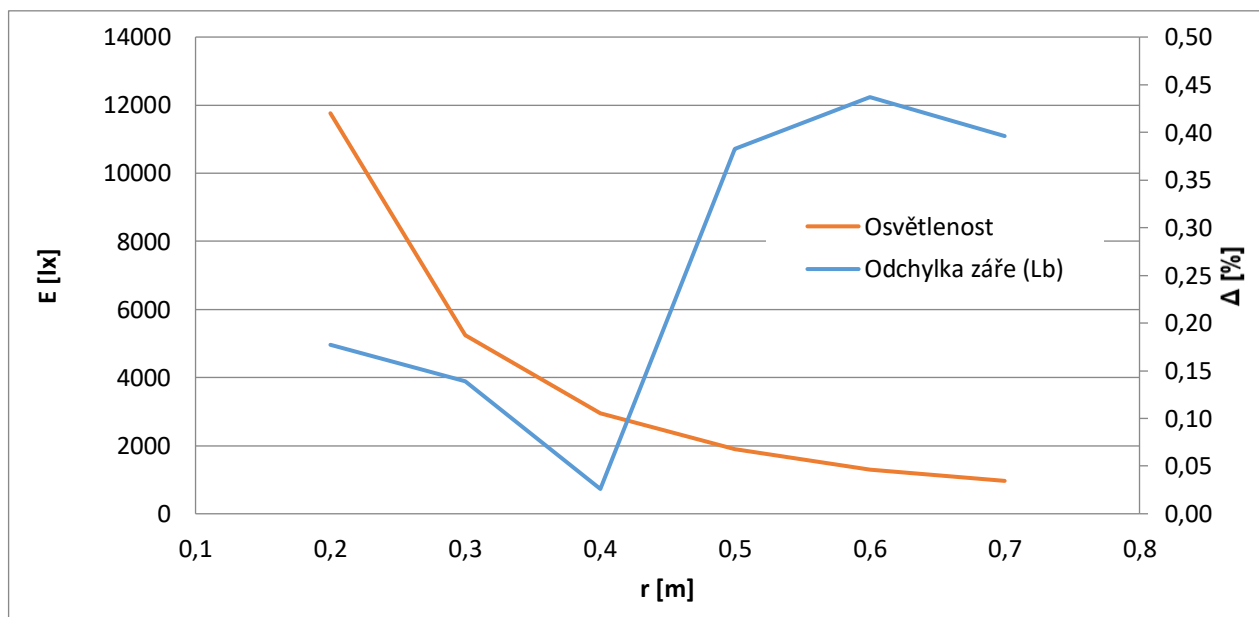
Z naměřených hodnot, viz tabulka 25 a obrázek 41, je vidět závislost naměřených hodnot osvětleností, vypočtených hodnot intenzity ozáření a záře nebezpečí modrého světla a také přepočtených hodnot intenzity ozáření modrého světla na vzdálenost, ve které zdroj vytváří 500 lx.

Pro hodnoty záře byly vypočteny odchylky od průměrné hodnoty záře. Z průběhu je vidět, že největší odchylka vypočtených hodnot záře nebezpečí modrého světla nastává v nejkrajnějších vzdálenostech od detektoru a pohybuje se okolo 2,5 až 3 %. S měnící se vzdáleností byl také přepočítán zorný úhel, který je důležitý pro vyhodnocování hodnot záře [120].

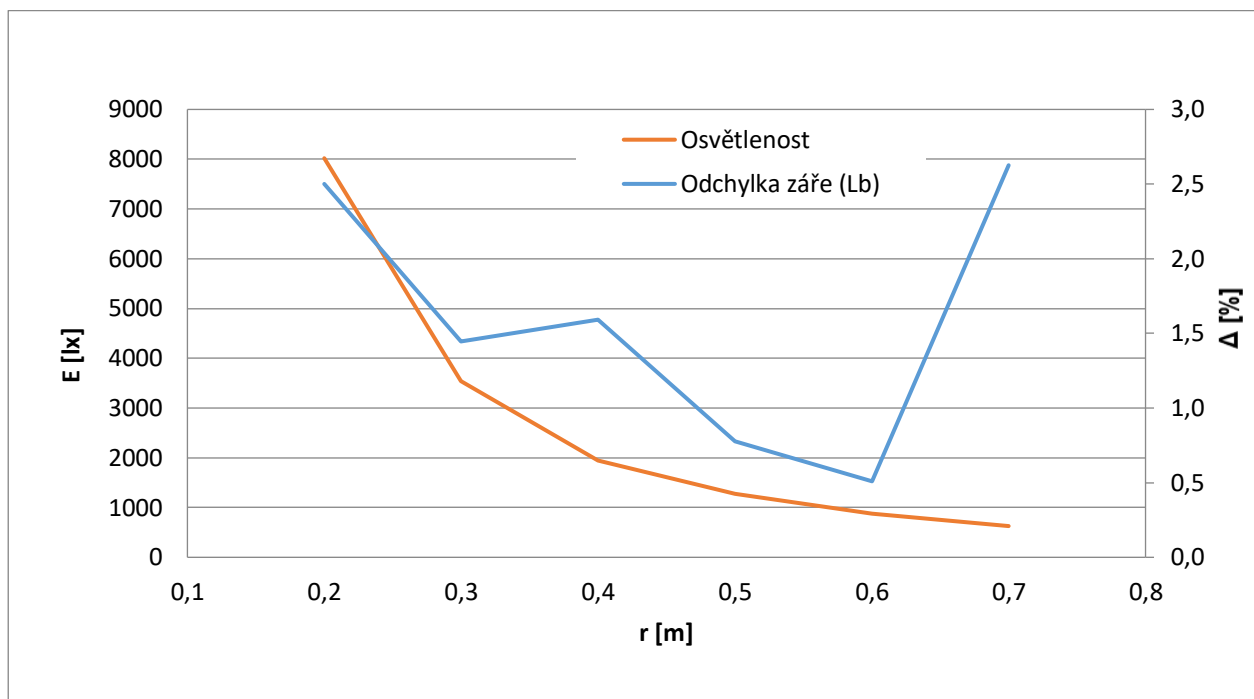
Dalším krokem v měření bylo zmenšení zorného pole pomocí clony. Clona se předsadila před LED zdroj a vyhodnocení probíhalo alternativní metodou. Pro měření se použila clona typu „iris“ s nastavitelnou šířkou. Velikost clony se dala nastavit v rozmezí 2 cm až 2 mm. Při menších průměrech se clona začala deformovat. Pro měření byly použity průměry clony 13, 10 a 7 mm. Během měření se nastavila šířka clony a opět se měnila vzdálenost mezi spektrometrem a měřenou LED [120].

Tabulka 26 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED s clonou o průměru 13 mm [120]

$r$	$\gamma$	$\Omega$	$E$	$E_B$	$E_{B500\text{ lx}}$	$L_B$	$\Delta$
[m]	[rad]	[sr]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
0,2	6,500E-02	3,317E-03	11762,8	7,233	0,307	2180,9	0,177
0,3	4,333E-02	1,474E-03	5237,7	3,216	0,307	2181,7	0,139
0,4	3,250E-02	8,292E-04	2948,0	1,811	0,307	2184,2	0,026
0,5	2,600E-02	5,307E-04	1897,2	1,164	0,307	2193,1	0,383
0,6	2,167E-02	3,685E-04	1305,4	0,802	0,307	2175,2	0,437
0,7	1,857E-02	2,707E-04	966,2	0,594	0,307	2193,4	0,396



Obrázek 42 Grafické znázornění naměřených hodnot osvětlenosti a odchylek vypočtených hodnot záře v závislosti na vzdálenosti pro LED s clonou 13 mm [120]



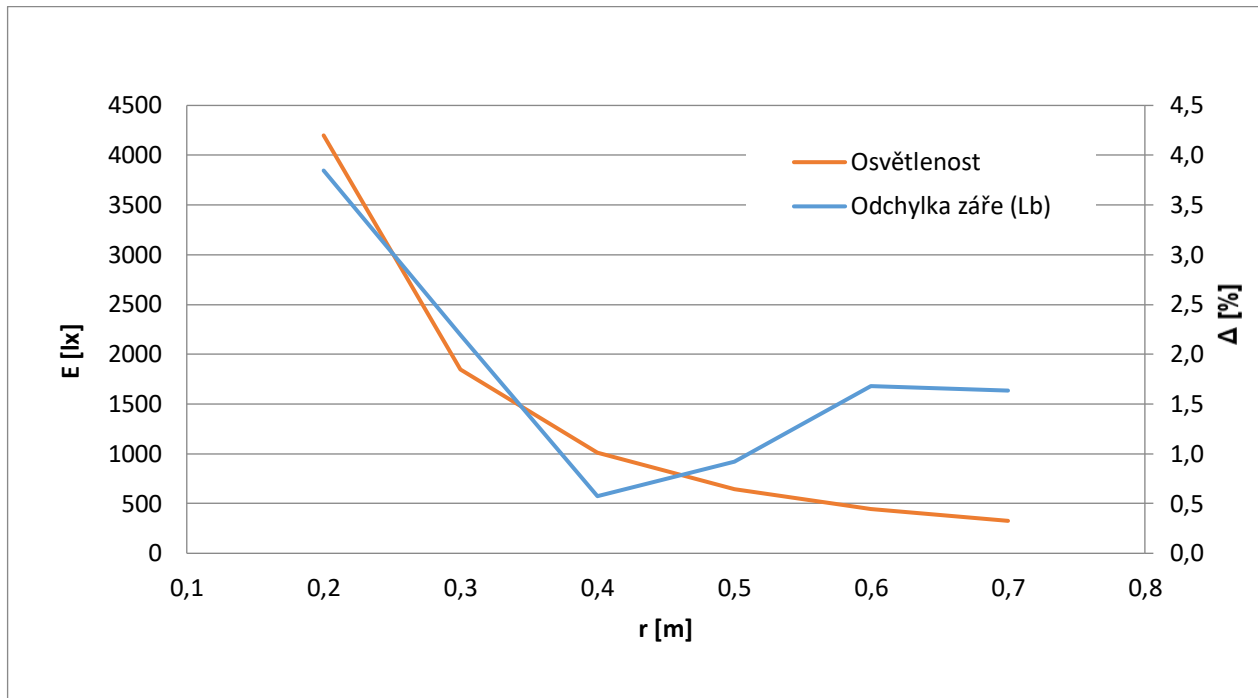
Obrázek 43 Grafické znázornění naměřených hodnot osvětleností a odchylek vypočtených hodnot záře v závislosti na vzdálenosti pro LED s clonou 10 mm [120]

Tabulka 27 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED s clonou o průměru 10 mm [120]

$r$ [m]	$\gamma$ [rad]	$\Omega$ [sr]	$E$ [lx]	$E_B$ [W.m <sup>-2</sup> ]	$E_{B500\text{ lx}}$ [W.m <sup>-2</sup> ]	$L_B$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	$\Delta$ [%]
0,2	5,000E-02	1,963E-03	8019,6	4,770	0,297	2430,5	2,501
0,3	3,333E-02	8,722E-04	3539,0	2,098	0,296	2405,5	1,446
0,4	2,500E-02	4,906E-04	1942,7	1,145	0,295	2333,5	1,590
0,5	2,000E-02	3,140E-04	1271,4	0,750	0,295	2389,7	0,778
0,6	1,667E-02	2,181E-04	870,6	0,514	0,295	2359,1	0,509
0,7	1,429E-02	1,602E-04	627,7	0,370	0,295	2308,9	2,626

Tabulka 28 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED s clonou o průměru 7 mm [120]

$r$ [m]	$\gamma$ [rad]	$\Omega$ [sr]	$E$ [lx]	$E_B$ [W.m <sup>-2</sup> ]	$E_{B500\text{ lx}}$ [W.m <sup>-2</sup> ]	$L_B$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	$\Delta$ [%]
0,2	3,500E-02	9,616E-04	4198,9	2,368	0,282	2462,4	3,846
0,3	2,333E-02	4,274E-04	1844,6	1,036	0,281	2423,3	2,197
0,4	1,750E-02	2,404E-04	1009,3	0,567	0,281	2357,6	0,574
0,5	1,400E-02	1,539E-04	643,9	0,361	0,281	2349,4	0,919
0,6	1,167E-02	1,068E-04	443,5	0,249	0,281	2331,4	1,678
0,7	1,000E-02	7,850E-05	326,1	0,183	0,281	2332,4	1,637



Obrázek 44 Grafické znázornění naměřených hodnot osvětlenosti a odchylek vypočtených hodnot záře v závislosti na vzdálenosti pro LED s clonou 7 mm [120]

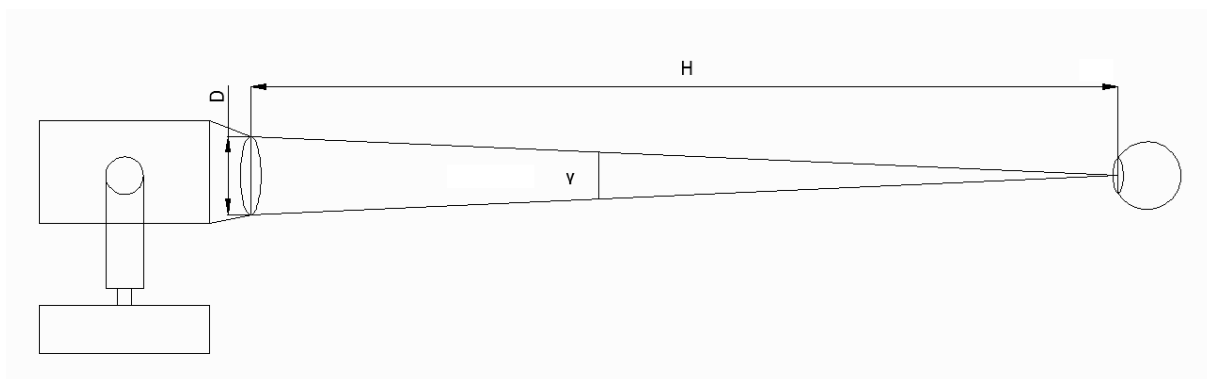
Tabulky 26, 27 a 28 a obrázky 42, 43 a 44 zachycují závislost záře nebezpečí modrého světla na měnící se vzdálenosti měřeného zdroje od spektrometru a zároveň měnícím se zorném poli. Z hodnot je patrné, že odchylka záře nebezpečí modrého světla od průměrných hodnot je pro všechna měření velmi nízká. Nejnížší odchylka je pro hodnoty naměřené s použitím clony 13 mm, kdy se odchylka pohybuje pod jedním procentem. Z průběhů je patrné, že největší odchylka nastává při měření v blízkých vzdálenostech mezi zdrojem a spektrometrem. Za povšimnutí také stojí, že vzrůstá zář nebezpečí modrého světla s klesajícím průměrem clony. Tento fakt nastal díky tomu, že střed použité LED byl mnohem jasnější než její okrajové části. Díky zaměření zorného úhlu na střed měřené LED se vybrala nejjasnější část LED, která pak byla vyhodnocena [120].

Měření potvrdila předchozí předpoklad vyhodnocování zdrojů na fotobiologickou bezpečnost ve vztahu k vzdálenostem, ve kterých by mohl být hodnocený zdroj instalován. Odchylky vypočtených hodnot jsou od průměrných hodnot velmi nízké a tato metodika se dá používat bez větších omezení pro zdroje s menším zorným úhlem a rozbíhavým svazkem vyzařování.

#### 8.4.2 Ověření hodnotícího postupu fotobiologické bezpečnosti pomocí měření výkonného svítidla

Předchozí kapitola se zabývala vlivem vzdálenosti, nebo zorným úhlem, změnou jeho rozpětí a jeho vlivem na vyhodnocovanou zář pro nebezpečí modrého světla. Pro vyhodnocování byl zvolen relativně malý světelný zdroj (průměr okolo jednoho centimetru) s nízkým příkonem (17 W), malým světelným tokem, Lambertovskou vyzařovací plochou, měřící vzdálenost byla mezi měřeným objektem a spektrometrem krátká (okolo jednoho metru). Během měření mohla nastat situace, kdy podmínky měření, které platí pro zdroj, jehož rozměry byly zanedbatelné vůči velikosti detektoru, nemusí platit pro světelný zdroj s vysokou intenzitou vyzařování, který má velké rozměry vůči detektoru. Aby se zjistila tato závislost, bylo provedeno měření i na zdroji

s velkými rozměry oproti rozměrům detektoru a vysokou intenzitou vyzařování v několika vzdálenostech.



Obrázek 45 Měřicí aparatura hodnoceného svítidla s vyznačeným zorným úhlem  $\gamma$

Pro měření a vyhodnocení bylo zvoleno svítidlo od firmy ROBE lighting s.r.o. Jednalo se o svítidlo ROBIN MegaPointe® s vysokým jasem, které se používá pro osvětlování divadelních jevišť a koncertních pódíí a také pro světelná představení. Svítidlo bylo osazeno halogenidovou výbojkou Osram Sirius 470 W, maximální celkový příkon svítidla byl 670 W. Jelikož svítidlo bylo osazeno výbojkovým světelným zdrojem, nechalo se před měřením ustálit na provozní parametry po dobu dvou hodin. Spektrální průběhy vyzařovaného záření svítidla byly měřeny na dvojitým monochromátoru. Vyzařované záření svítidla bylo fokusováno do svazku s velmi malou rozbíhavostí. Rozbíhavost paprsku byla zjištěna z katalogu výrobce [100] a její hodnota je  $1,8^\circ$  v režimu Beam Mode, ve kterém bylo svítidlo nastaveno při měření. Při blízkých vzdálenostech (do 3 m) byl svazek nerozbíhavý a jeho rozbíhavost nastala až ve vzdálenosti 3 m. Měření proběhlo v několika vzdálenostech podle schématu, viz obrázek 45, kde  $D$  je průměr světelně aktivní plochy svítidla a  $H$  je fotometrická vzdálenost mezi svítidlem a spektrometrem. Největší vzdálenost, jakou lze v laboratoři světelné techniky na VUT v Brně dosáhnout, je 12,5 m. Další měření proběhla v kratších vzdálenostech a to 10,5; 8,5; 6,5 a 2,9 m. Bližší vzdálenosti nebylo možné změřit, protože vstupní optická aparatura dvojitého monochromátoru (kulový integrátor) se velmi zahřívala. Pro měření svítidla ve vzdálenosti 2,9 m dosahovala teploty okolo  $80^\circ\text{C}$ . Při bližších fotometrických vzdálenostech by mohlo dojít k poškození difúzní odrazné vrstvy uvnitř kulového integrátoru.



Obrázek 46 Fotografie hodnoceného svítidla

Tabulka 29 Naměřená data pro více fotometrických vzdáleností

r	E	E <sub>S</sub>	E <sub>UVA</sub>	γ	E <sub>B</sub>	L <sub>B</sub>	L <sub>R</sub>	r <sub>500 lx</sub>
[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[m]
<b>2,861</b>	2910438	2,29E-04	6,385	0,0507	3072,2	1,52E+06	1,81E+07	218,3
<b>6,506</b>	484924	4,54E-05	1,193	0,022287	516,5	1,32E+06	1,58E+07	202,6
<b>8,499</b>	286952	1,91E-05	0,514	0,017061	307,3	1,34E+06	1,60E+07	203,6
<b>10,508</b>	185955	1,21E-05	0,322	0,013799	197,7	1,32E+06	1,57E+07	202,7
<b>12,493</b>	135745	7,29E-06	0,198	0,011606	144,3	1,36E+06	1,62E+07	205,8

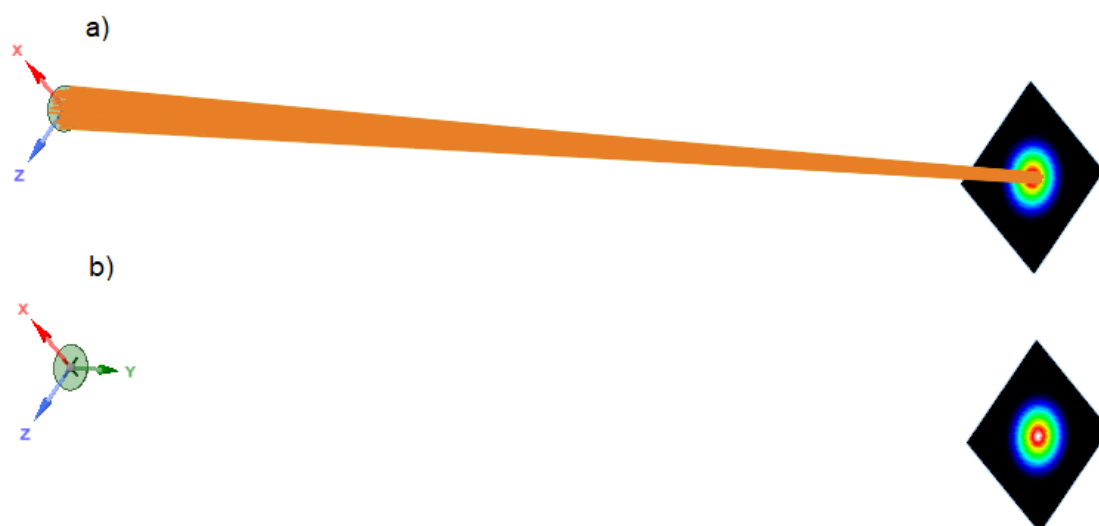
Tabulka 29 uvádí vyhodnocené hodnoty nebezpečí optického záření. Hodnoty jsou vypočteny z naměřených hodnot pro fotometrické vzdálenosti, které byly použity při měření. Uvedená nebezpečí jsou vypočtena vždy pro konkrétní vzdálenost. Pro všechna měření je vypočtena i vzdálenost, ve které svítidlo vytváří osvětlenost 500 lx. Z vypočtených hodnot je vidět, že hodnoty vzdálenosti, ve které svítidlo vytváří osvětlenost 500 lx, jsou shodné s malými odchylkami pro hodnoty fotometrických vzdáleností 6,5; 8,5; 10,5 a 12,5 m. U hodnoty 2,9 m je odchylka vypočtené hodnoty od ostatních hodnot největší. Tento jev je způsoben malou rozbíhavostí vyzařovaného svazku. Pro toto místo již neplatí fotometrický zákon a pokud by bylo svítidlo hodnoceno pouze v tomto místě, výpočet by byl zatížen chybou a vypočtené hodnoty by byly nadhodnoceny. Z vypočtených hodnot je vidět, že popsáný postup lze použít i pro výkonná a rozměrná svítidla nebo světelné zdroje.

Tabulka 30 Vypočtené hodnoty nebezpečí pro svítidlo ROBIN MegaPointe ®

r	E	E <sub>S</sub>	E <sub>UVA</sub>	E <sub>IR</sub>	γ	E <sub>B</sub>	L <sub>B</sub>	L <sub>R</sub>
[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
1	2,12E+07	1,14E-03	30,88	253	0,1450	22518	1,364E+06	1,625E+07
2,5	3,39E+06	1,82E-04	4,94	40,5	0,0580	3603	1,364E+06	1,625E+07
5	8,47E+05	4,55E-05	1,24	10,1	0,0290	901	1,364E+06	1,625E+07
7,5	3,77E+05	2,02E-05	0,549	4,497	0,0193	400	1,364E+06	1,625E+07
10	2,12E+05	1,14E-05	0,309	2,530	0,0145	225	1,364E+06	1,625E+07
<b>12,493*</b>	<b>1,357E+05</b>	<b>7,30E-06</b>	<b>0,198</b>	<b>1,621</b>	<b>0,0116</b>	<b>144</b>	<b>1,364E+06</b>	<b>1,625E+07</b>
15	9,42E+04	5,06E-06	0,137	1,124	0,0097	100	1,364E+06	1,625E+07
20	5,30E+04	2,85E-06	0,077	0,632	0,0073	56,29	1,364E+06	1,625E+07
25	3,39E+04	1,82E-06	0,0494	0,405	0,0058	36,03	1,364E+06	1,625E+07
30	2,35E+04	1,27E-06	0,0343	0,281	0,0048	25,02	1,364E+06	1,625E+07
35	1,73E+04	9,30E-07	0,0252	0,207	0,0041	18,38	1,364E+06	1,625E+07
40	1,32E+04	7,12E-07	0,0193	0,158	0,0036	14,07	1,364E+06	1,625E+07
45	1,05E+04	5,62E-07	0,0152	0,125	0,0032	11,12	1,364E+06	1,625E+07
50	8,47E+03	4,55E-07	0,0124	0,101	0,0029	9,007	1,364E+06	1,625E+07
75	3,77E+03	2,02E-07	0,0055	0,045	0,0019	4,003	1,364E+06	1,625E+07
100	2,12E+03	1,14E-07	0,0031	0,025	0,0015	2,252	1,364E+06	1,625E+07
150	9,42E+02	5,06E-08	0,0014	0,011	0,0010	1,001	1,364E+06	1,625E+07
200	5,30E+02	2,85E-08	0,0008	0,006	0,0007	0,563	1,364E+06	1,625E+07
<b>205,8**</b>	<b>5,00E+02</b>	<b>2,69E-08</b>	<b>0,0007</b>	<b>0,006</b>	<b>0,0007</b>	<b>0,531</b>	<b>1,364E+06</b>	<b>1,625E+07</b>



V tabulce 30 se nachází vypočtené hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro hodnocené svítidlo. Hodnoty byly vypočteny z hodnot naměřených ve fotometrické vzdálenosti 12,5 m. Z hodnot je patrné, že hodnocené svítidlo je vysoce intenzivní. Osvětlenost 500 lx se vytváří až ve vzdálenosti více jak 200 m. Jelikož intenzita vyzařování svítidla je extrémní, patří svítidlo mezi vysoce nebezpečná svítidla v krátkých vyzařovacích vzdálenostech (do 35 m). Svítidlo svým vyzařováním může způsobit vážné tepelné poškození sítnice i při letmém pohledu. Před tímto poškozením nezachrání pozorovatele ani mrkací reflex, protože svítidla, zařazená do skupiny 3 vysoce nebezpečných zdrojů z pohledu nebezpečí tepelného poškození sítnice, mají dobu způsobení poranění oka kratší než 0,25 s. Mrkací reflex trvá 0,15 až 0,2 s [50]. Další nebezpečí, které je svítidlo schopno vytvořit, je nebezpečí modrého světla – metodika hodnocení pro malý zdroj. Z vyhodnocených hodnot je patrné, že svítidlo patří mezi zdroje se středním nebezpečím a bezpečná vzdálenost pro nebezpečí modrého světla je 150 m. Svítidlo patří svým zářením mezi zdroje s nízkým nebezpečím z pohledu hodnocení zdrojů na nebezpečí UV záření pro oko a kůži a krátkovlnného UV záření pro oko a IR záření pro oko. Těchto hodnot nebezpečí dosahuje svítidlo ve vzdálenosti 1 m. Jelikož ale svítidlo vyzařuje v úzkém vyzařovacím svazku, který je zpočátku nerozšířavý, jsou hodnoty pro velmi krátké vzdálenosti informativního charakteru.



Obrázek 47 Průběh simulace pro světelný s úzkým úhlem vyzařování

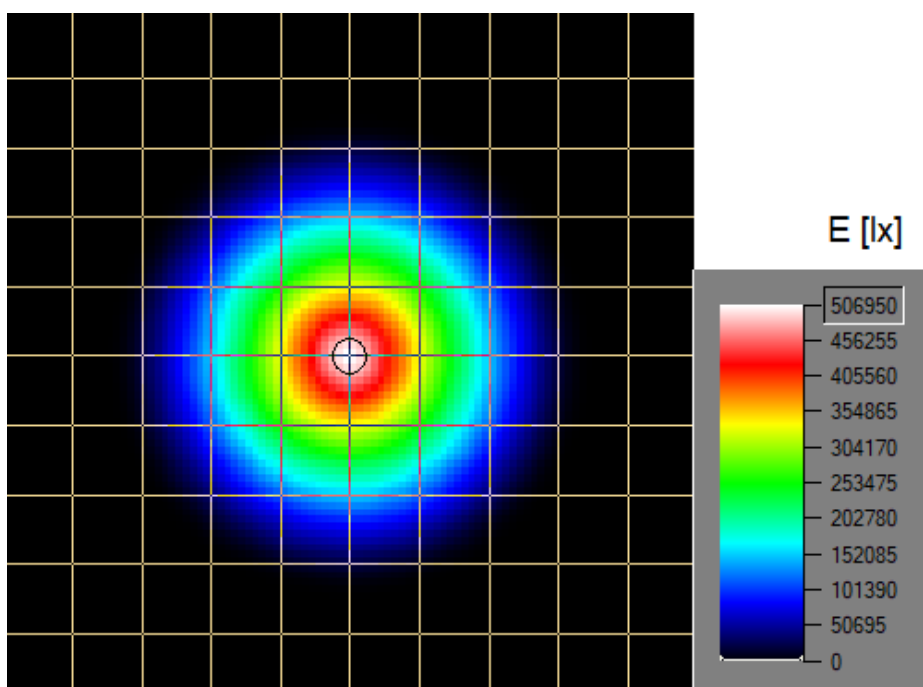
Tabulka 31 Srovnání naměřených hodnot s výpočetní metodou v programu Ansys SPEOS

$r$ [m]	$E_{\text{měřeno}}$ [lx]	$E_{\text{Speos}}$ [lx]	$\Delta$ [%]
2,861	2910438	545490	81,26
6,506	484924	440025	9,26
8,499	286952	294036	2,47
10,508	185955	191621	3,05
12,493	135891	135549	3,10
205,8	500	504,9	0,98

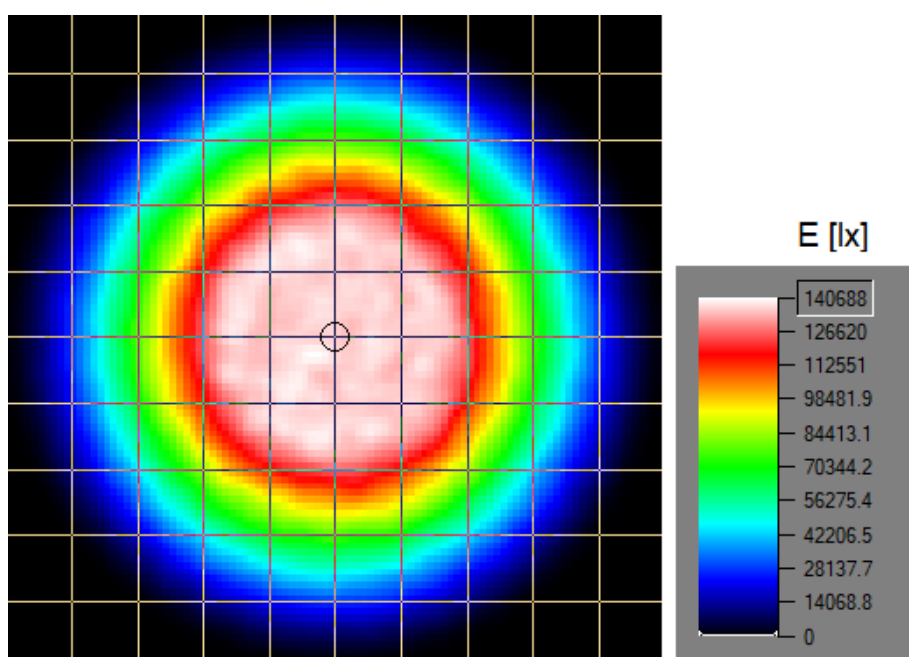
Pro ověření naměřených hodnot byla vytvořena simulace v programu Ansys SPEOS. Simulace byla vytvořena pro všechny fotometrické roviny, které byly měřené při spektrometrickém měření. Navíc byla přidána vzdálenost 205,8 m, pro kterou byla

vypočtena osvětlenost 500 lx. Zdroj vyzařování byl vytvořen jako plošný zdroj s průměrem vyzařovací plochy 145 mm. Rozbíhavost svazku záření ze zdroje vyzařování byla nastavena na  $1,8^\circ$  podle nastavení svítidla během měření. Pro vyhodnocení intenzity ozáření byl vybrán *Irradiance Sensor*, což je plošný senzor pro vyhodnocování osvětlenosti a rozložení intenzity ozáření. Jako vyhodnocovací veličina simulace byla vybrána osvětlenost. Rozměry senzoru byly 600x600 mm. Na ploše senzoru bylo v ose vybráno vyzařování místo, které svými rozměry mělo napodobovat vstupní optiku dvojitého monochromátoru při měření. Jako vstupní optika do dvojitého monochromátoru byla použita integrační koule s kruhovým optickým vstupem o průměru 31,8 mm. Proto byl vytvořen kruh o průměru 31,8 mm i na plošném senzoru. Při simulaci bylo použito 10 milionů paprsků, které vycházely z celé plochy svítidla a dopadaly na celou plochu senzoru. V kruhu, který simuloval vstupní optiku dvojitého monochromátoru, byla dopadající osvětlenost zprůměrována. Pro fotometrickou vzdálenost 12,493 m vyšla průměrná osvětlenost 135,5 klx na vyhodnocované ploše. Pokud se senzor osvětlenosti posunul na fotometrickou vzdálenost 10,508 m a 8,499 m, vyšla průměrná osvětlenost na vyhodnocované ploše s odchylkou okolo 3 % oproti naměřené hodnotě. Pokud se porovnaly naměřené hodnoty ve vzdálenostech 6,5 m a 2,9 m byly odchylky už značně vyšší. Je to způsobené tím, že světelný svazek se při krátkých vzdálenostech může chovat jako nerozbíhavý, slabě rozbíhavý nebo sbíhavý a od určité vzdálenosti se zase rozbíhá, proto pro tento druh vyzařování neplatí fotometrický zákon. Simulace, ač s malými odchylkami, potvrzuje naměřené hodnoty pro fotometrické vzdálenosti 12,5 m, 10,5 m a 8,5 m a také potvrzuje vypočtenou hodnotu osvětlenosti ve vzdálenosti okolo 205 m. Na obrázku 48 a 49 jsou znázorněny grafické výstupy z programu Ansys SPEOS. Grafické výstupy znázorňují rozložení osvětlenosti na senzoru měření intenzity dopadajícího záření. Oblast, ze které byla vyhodnocena průměrná osvětlenost pro porovnání, je označena kružnicí a nachází se ve středu grafického výstupu. Střed grafického výstupu byl vybrán, protože při laboratorním měření byl měřen i střed vyzařovaného kuželu světla. Z vypočtených hodnot a hodnot simulace vyplývá, že je potřeba měřit svítidla s úzkým úhlem vyzařování ve vzdálenostech, ve kterých se svazek chová jako rozbíhavý. Při velmi krátkých vzdálenostech mohou být naměřeny hodnoty, které neodpovídají reálnému nebezpečí. Pokud by se z těchto hodnot vypočetly hodnoty nebezpečí i pro jiné fotometrické vzdálenosti, vypočtené hodnoty by tak byly zatížené velkou chybou (viz rozdíl hodnot osvětleností pro 2,9 m).





Obrázek 48 Rozložení osvětlenosti na senzoru o ploše 600 x 600 mm ve vzdálenosti 6,506 m



Obrázek 49 Rozložení osvětlenosti na senzoru o ploše 600 x 600 mm ve vzdálenosti 12,493 m

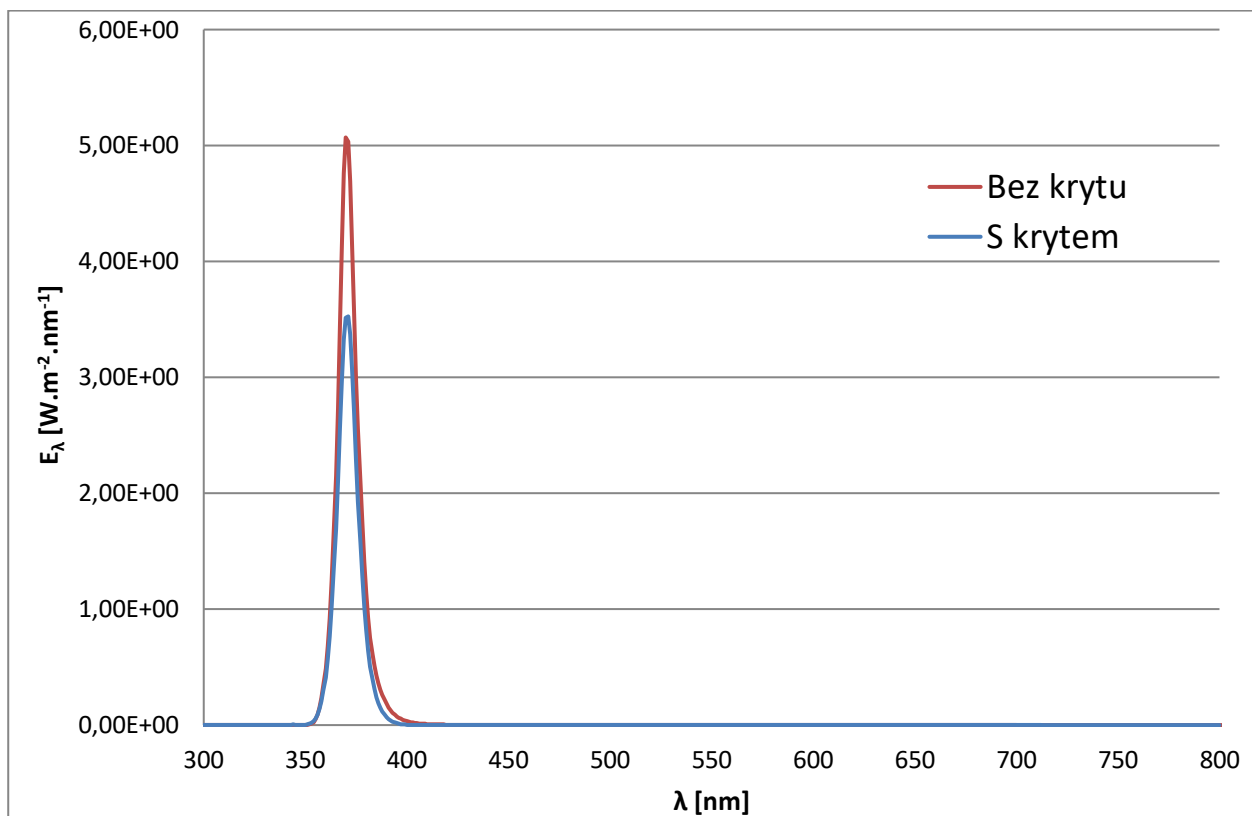
### 8.4.3 Aplikace výpočetního postupu pro hodnocení UV svítidel

Nebezpečí UV záření spočívá v tom, že přenáší velké množství energie, které může vyvolat poranění oka nebo kůže, a také je neviditelné. Ozářený člověk na těle necítí žádné okamžité projevy záření, jak je tomu u světelného záření (oslnění) nebo tepelného záření (pocit tepla). Projevy UV záření se dostavují až po ozáření. V oku vzniká poranění UV zářením v předním segmentu oka (rohovka, čočka, spojivky). Na kůži se po ozáření UV zářením vytváří erytém, při opakované intenzivní expozici hrozí i rakovina kůže. Z těchto důvodů je potřeba přistupovat k hodnocení zdrojů vyzařujících UV záření velmi obezřetně a opatrně. UV zářiče se používají k různým účelům jako je například sterilizace (UVC záření), buzení fluorescence, fotochemické účely, v lékařství,

aj. Při všech aplikacích musí být obsluha seznámena s možnými nebezpečími použitého UV zářiče, s bezpečnou vzdáleností pro pobyt v místě vyzařování nebo s maximální délkou expozice. Délka expozice je vztažena na dobu 8 hodin (pracovní směna) a nesmí být překročena. Pokud by pracovník měl pobývat v exponovaném místě delší dobu než je maximální doba expozice, musí mít ochranné pracovní pomůcky, zejména pro ochranu zraku a kůže.

K tomu, aby se stanovila bezpečná vzdálenost pro pracovníky a také maximální doba expozice, slouží následující metoda. Vychází z předešlé metody stanovení nebezpečí v různých vzdálenostech od hodnoceného svítidla. Hodnocené svítidlo se umístí do vzdálenosti, ve které budou jeho rozměry zanedbatelné a bude se při měření jevit jako bodový zdroj. Tato vzdálenost ale nemůže být velká, aby byl spektrometr schopný zaznamenat záření zdroje. Norma ČSN EN 62471 doporučuje hodnotit zdroje záření s malým podílem světelného vyzařování ve vzdálenosti 200 mm od optického vstupu spektrometru. Pokud by ale vytvářel osvětlenost 500 lx ve vzdálenosti vyšší než 200 mm, tak by měl být zdroj hodnocen v této vzdálenosti. Jelikož se ale od UV a IR zářičů neočekává velké světelné vyzařování, tak by měly být vesměs hodnoceny ve vzdálenosti 200 mm. Jelikož vzdálenost 200 mm je velmi krátká, mohou být i naměřené hodnoty vyzařování velmi vysoké a vyhodnocené nebezpečí nemusí být objektivní.

Pro vyhodnocení bylo vybráno svítidlo Anolis Divine 60 UV s úhlem vyzařování  $11^\circ$ . Vybrané svítidlo má dominantní záření v oblasti kolem 365 nm a je osazeno LED moduly. Ke svítidlu patří ještě kryt s Woodovým sklem, které propouští zejména vlnové délky okolo 365 nm a viditelné záření pohlcuje. Příkon svítidla byl při měření 162 W. Spektrální průběh byl měřen pomocí dvojitého monochromátoru. Svítidlo bylo měřeno ve fotometrické vzdálenosti 2,913 m bez krytu a ve fotometrické vzdálenosti 2,796 m s krytem s Woodovým sklem. Použité vzdálenosti jsou voleny tak, aby byla zajištěna co nejmenší nejistota měření. Jelikož svítidlo bylo rozměrné, muselo být měřeno dvakrát. První měření bylo bez clony, protože zorný úhel, pod kterým bylo svítidlo měřeno, byl dostatečný k vyhodnocení na nebezpečí UV a UVA záření. Pro nebezpečí modrého světla byl ale tento zorný úhel příliš velký. Pro vyhodnocení nebezpečí modrého světla se použila clona, která vymezila zorný úhel 0,1 rad, a poté se svítidlo změřilo. Obě měření byla provedena jak pro svítidlo bez krycího skla, tak i pro nainstalované krycí sklo.



Obrázek 50 Spektrální průběh měřeného svítidla bez krytu a s krytem z Woodova skla

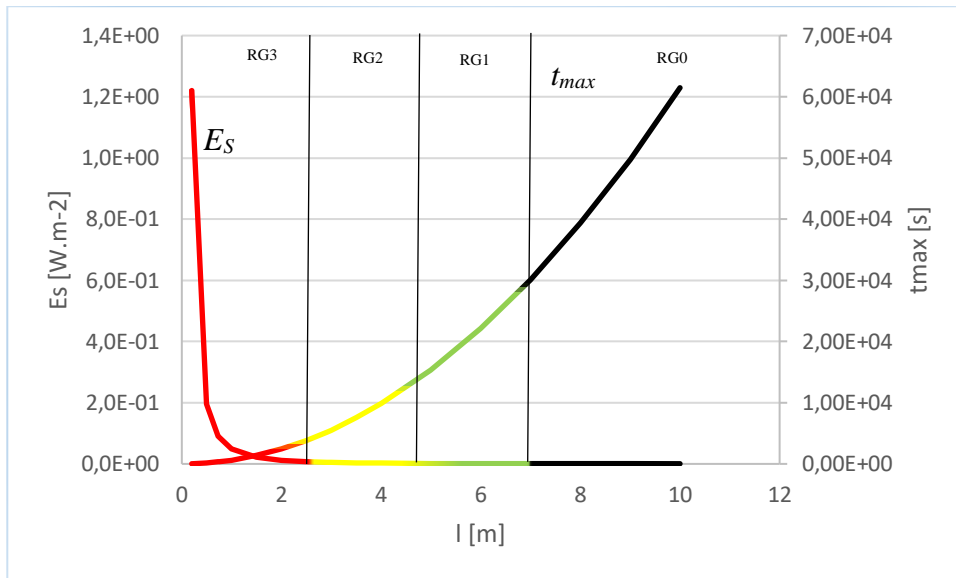
Obrázek 50 znázorňuje spektrální průběh měřeného svítidla. Z průběhu je patrný útlum způsobený Woodovým sklem jak ve viditelné oblasti spektra, tak i ve vrcholové hodnotě vyzařovaného UVA záření. Tento útlum je patrný i z vyhodnocených hodnot, uvedených v následujících tabulkách pro jednotlivá nebezpečí fotobiologické bezpečnosti.

Tabulka 32 Vyhodnocené hodnoty pro UV svítidlo bez krytu

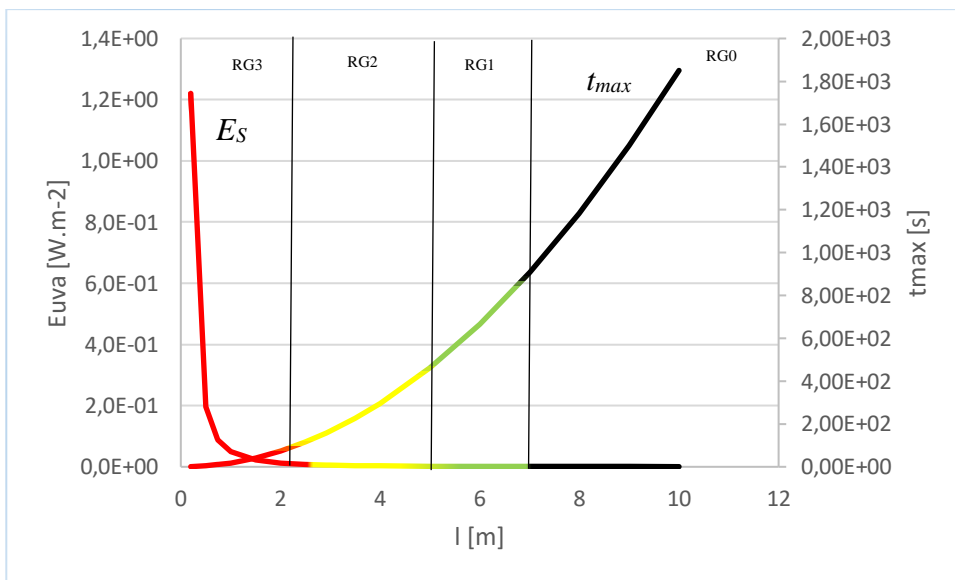
l	E	E <sub>S</sub>	t <sub>max UV</sub>	E <sub>UVA</sub>	t <sub>max UVA</sub>	γ	E <sub>B</sub>	L <sub>B</sub>	L <sub>R</sub>
[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
0,5	1052,9	0,19276	155,6	2134,8	4,68	0,36500	28,699	274,4	926,6
<b>0,725**</b>	<b>500,0</b>	<b>0,09154</b>	<b>327,7</b>	<b>1013,7</b>	<b>9,86</b>	<b>0,25152</b>	<b>13,628</b>	<b>274,4</b>	<b>926,6</b>
1	263,2	0,04819	622,5	533,7	18,74	0,18250	7,175	274,4	926,6
2	65,8	0,01205	2490,1	133,4	74,95	0,09125	1,794	274,4	926,6
<b>2,913*</b>	<b>31,0</b>	<b>0,00568</b>	<b>5282,6</b>	<b>62,9</b>	<b>159,00</b>	<b>0,06265</b>	<b>0,846</b>	<b>274,4</b>	<b>926,6</b>
3	29,2	0,00535	5602,8	59,3	168,64	0,06083	0,797	274,4	926,6
4	16,5	0,00301	9960,6	33,4	299,80	0,04563	0,448	274,4	926,6
5	10,5	0,00193	15563	21,3	468,44	0,03650	0,287	274,4	926,6
6	7,3	0,00134	22411	14,8	674,55	0,03042	0,199	274,4	926,6
7	5,4	0,00098	30504	10,9	918,14	0,02607	0,146	274,4	926,6
8	4,1	0,00075	39842	8,3	1199,2	0,02281	0,112	274,4	926,6

Tabulka 33 Vyhodnocení nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice pro svítidlo bez krytu

$l$	$E$	$\gamma$	$E_B$	$L_B$	$L_R$
[m]	[lx]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
0,2	77,5	0,100	2,321	295,7	853,2



Obrázek 51 Grafický průběh pro nebezpečí UV záření pro oko a kůži hodnoceného svítidla bez použití krycího skla



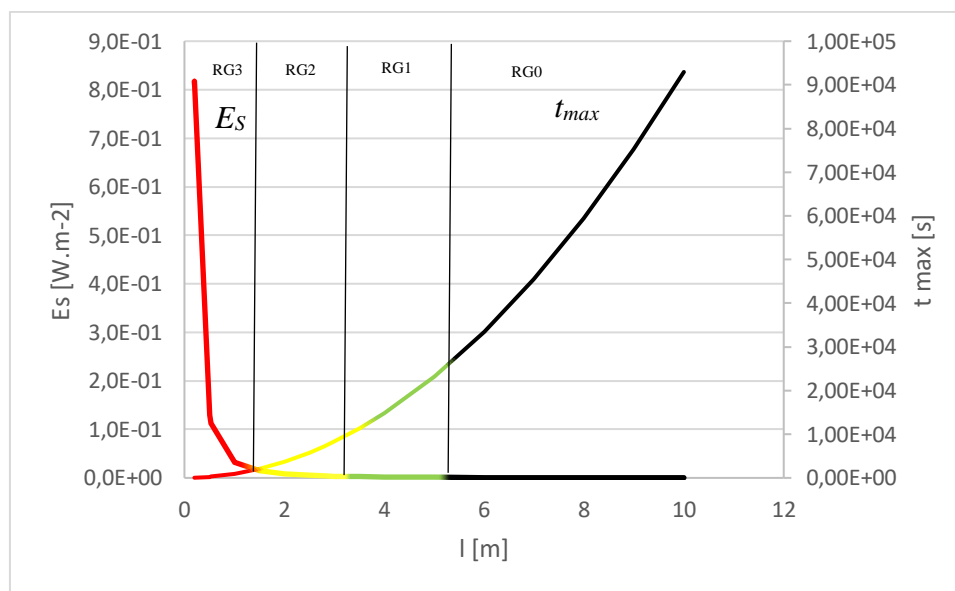
Obrázek 52 Grafický průběh pro nebezpečí UVA záření pro oko hodnoceného svítidla bez použití krycího skla

Tabulka 34 Vyhodnocené hodnoty pro UV svítidlo s krytem s Woodovým sklem

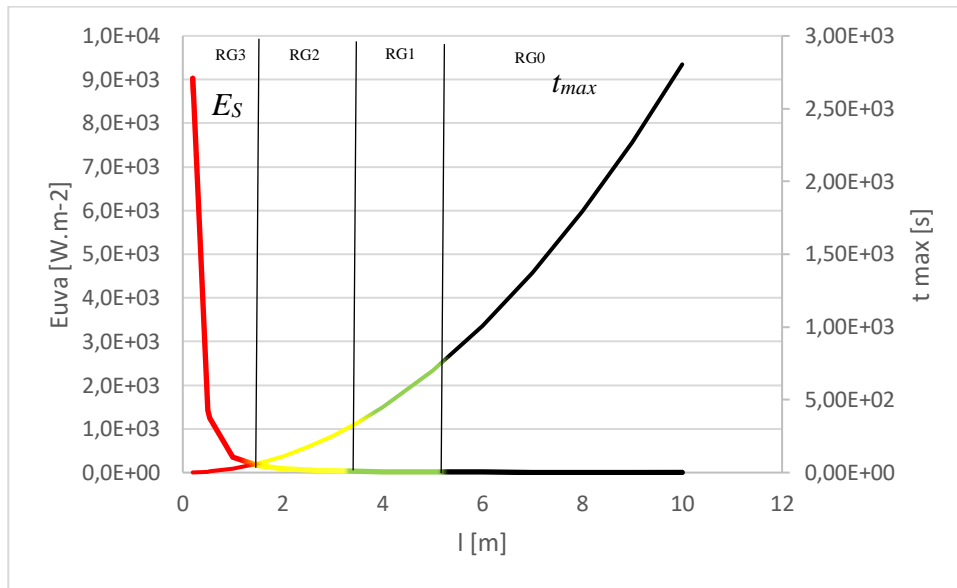
l	E	E <sub>S</sub>	t <sub>max UV</sub>	E <sub>UVA</sub>	t <sub>max UVA</sub>	γ	E <sub>B</sub>	L <sub>B</sub>	L <sub>R</sub>
[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
0,5	570,8	0,12911	232,4	1426,4	7,01	0,36500	16,17	154,6	300,5
<b>0,534**</b>	<b>500,0</b>	<b>0,11310</b>	<b>265,3</b>	<b>1249,5</b>	<b>8,00</b>	<b>0,34161</b>	<b>14,16</b>	<b>154,6</b>	<b>300,5</b>
1	142,7	0,03228	929,4	356,6	28,04	0,18250	4,043	154,6	300,5
1,5	63,4	0,01435	2091	158,5	63,09	0,12167	1,797	154,6	300,5
2	35,7	0,00807	3717	89,2	112,1	0,09125	1,011	154,6	300,5
<b>2,796*</b>	<b>18,3</b>	<b>0,00413</b>	<b>7265</b>	<b>45,6</b>	<b>219,2</b>	<b>0,06527</b>	<b>0,517</b>	<b>154,6</b>	<b>300,5</b>
3	15,9	0,00359	8364	39,6	252,3	0,06083	0,449	154,6	300,5
3,5	11,6	0,00263	11385	29,1	343,5	0,05214	0,330	154,6	300,5
4	8,9	0,00202	14870	22,3	448,6	0,04563	0,253	154,6	300,5
5	5,7	0,00129	23235	14,3	701,0	0,03650	0,162	154,6	300,5
6	4,0	0,00090	33459	9,9	1009	0,03042	0,112	154,6	300,5
7	2,9	0,00066	45542	7,3	1374	0,02607	0,083	154,6	300,5

Tabulka 35 Vyhodnocení nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice pro svítidlo s použitým krytem s Woodovým sklem

l	E	γ	E <sub>B</sub>	L <sub>B</sub>	L <sub>R</sub>
[m]	[lx]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
<b>0,2</b>	<b>34,0</b>	<b>0,100</b>	<b>0,988</b>	<b>125,9</b>	<b>221,1</b>



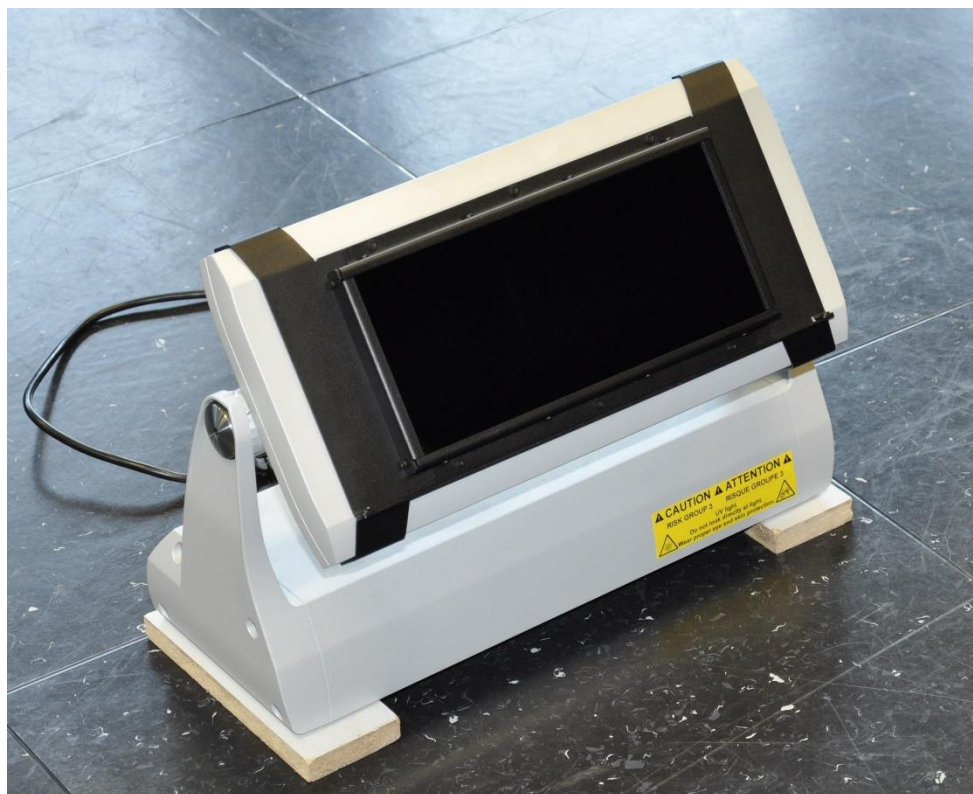
Obrázek 53 Grafický průběh pro nebezpečí UV záření pro oko a kůži hodnoceného svítidla s krycím černým sklem



Obrázek 54 Grafický průběh pro nebezpečí UVA záření pro oko hodnoceného svítidla s černým krycím sklem

Tabulky 32, 33, 34 a 35 zobrazují vypočtené hodnoty jednotlivých druhů nebezpečí pro hodnocené UV svítidlo. I když se jednalo o svítidlo vyzařující v UV oblasti, bylo schopné vytvořit osvětlenost 500 lx, ve které by mělo být svítidlo hodnoceno podle ČSN EN 62471. Jelikož tato osvětlenost byla vypočtena ve velmi krátké vzdálenosti od svítidla, může být skutečná hodnota osvětlenosti jiná, protože do měření osvětlenosti se projeví geometrické rozměry zdroje a detektoru a díky těmto jevům by měření bylo zatíženo velkou nejistotou. Uvedenou hodnotu osvětlenosti je nutno brát jako informační hodnotu. Důležitými parametry při hodnocení svítidla jsou vypočtené hodnoty intenzity ozáření pro nebezpečí UV záření pro oko a kůže a pro nebezpečí krátkovlnného UV záření. Z nich pak jsou stanoveny maximální doby expozice. Z vypočtených hodnot je patrné, že svítidlo dosahuje vysokého nebezpečí v krátkých vzdálenostech (přibližně do 2 m). Největší nebezpečí svítidlo způsobuje v oblasti krátkovlnného UV záření, kdy dlouhodobý pobyt v ozařovaném prostoru svítidla může způsobit vážné poškození oka, například kataraktu.

Použitím krytu z Woodova skla sice klesá nebezpečí ve všech sledovaných parametrech ve srovnání se situací bez použití krytu, svítidlo je ale stále hodnoceno jako vysoce nebezpečné v krátkých vzdálenostech. Nebezpečí pro tento stav ale může být ještě vyšší, protože pozorovatel nemá možnost jak zjistit, že svítidlo je zapnuté a vyzařuje UV záření. Pro situaci svítidla bez krytu může pozorovatel vidět svítidlo svítit (svítidlo vyzařuje malé množství světla), ale pokud se použije Woodovo sklo, které viditelné záření odfiltruje, pozorovatel nemá možnost odhalit potenciální nebezpečí. Svítidlo bylo pro každou možnost instalace měřeno dvakrát. Poprvé bylo měřeno v dostatečné vzdálenosti bez použití clony. Hodnocení nebezpečí UV záření pro oko a kůže a nebezpečí krátkovlnného UV záření pro oko vyžadují použití maximálního zorného úhlu 1,4 rad, což toto svítidlo splňuje. Druhé měření proběhlo ve vzdálenosti 20 cm se zorným polem 0,1 rad. Toto měření bylo provedeno z důvodu hodnocení svítidla na nebezpečí modrého světla a na nebezpečí tepelného poškození sítnice. Tato dvě nebezpečí vyžadují maximální zorný úhel 0,1 rad, což svítidlo ve vzdálenosti, při které má být podle standardu ČSN EN 62471 hodnoceno (500 lx), nesplňuje.



Obrázek 55 Hodnocené UV svítidlo

Provoz svítidel podobného typu musí být svěřen proškoleným osobám. V prostoru záření by se neměly pohybovat osoby bez patřičné ochrany zraku a kůže. Prostor pro vyzařování by měl být vymezen varováním o výskytu UV záření a neměli by do něj mít přístup neinformované osoby.

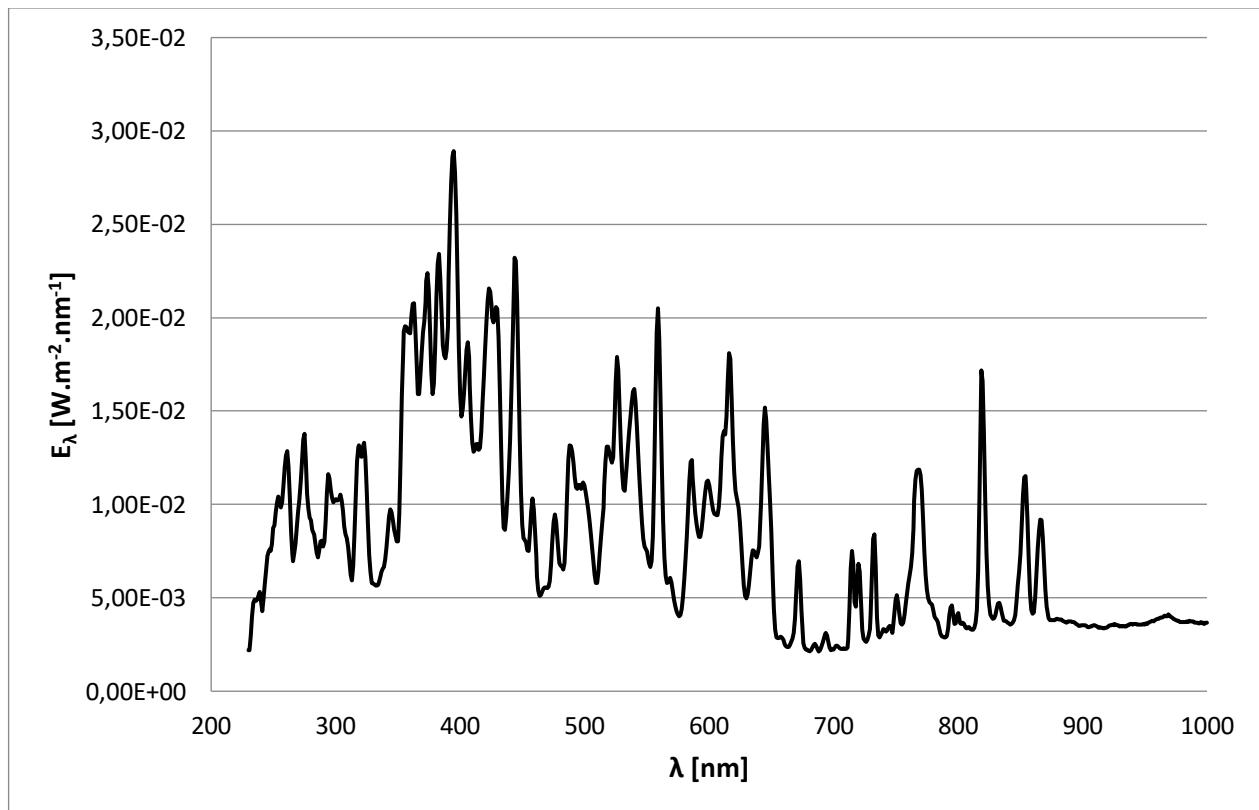
#### 8.4.4 Měření a hodnocení fotobiologické bezpečnosti svářečského oblouku obalované elektrody

U světelných a jinak zářících zdrojů je vyžadováno, aby vyzařovaly optické záření v požadované oblasti spektra a minimálně v oblastech, kde by záření nemělo užitek. Existují i aplikace, které vytváří velké množství záření, kdy toto záření je nechtěné, ale z fyzikálních důvodů je nelze nijak odstranit ani potlačit. Mezi takové procesy patří svařování. Už malým dětem se říká, že se nemají dívat do místa sváření, že jim to může poškodit zrak. Toto tvrzení je správné, avšak pokud se člověk dívá z dostatečné vzdálenosti, poškození zraku nemusí při krátké expozici nastat. Největšímu nebezpečí je vystaven svářeč, který drží v jedné ruce svářečské kleště s elektrodou nebo hořák Mig/Mag nebo Tig a druhou rukou přidržuje svařovaný materiál. Pokud má svářeč pomocníka, i on je vystaven velkému nebezpečí záření.

Záření z elektrického oblouku svářečky vyzařuje intenzivní UV záření, světlo a IR záření. Při svařování tedy hrozí různá nebezpečí optického záření. Jelikož je vzdálenost mezi tavenou elektrodou a spojovaným materiálem krátká (okolo 3 mm), je záření produkováno z velmi malého místa. Záření má pak extrémní jas, před kterým náhodně ozářeného člověka chrání averze vůči intenzivnímu světlu. Samotný svářeč a jeho pomocník musí mít oblečeny ochranné pracovní pomůcky (rukavice, pracovní oděv s dlouhým rukávem a nohavicemi) a ochranu očí (svářečskou kuklu nebo svářečské brýle). Ochranný oděv je potřebný z důvodu vysoké intenzity UV záření ve spektru výboje jako ochrana před vznikem erytému. Ochranný oděv má také ochránit pracovníky před tepelnými účinky výboje. Svářečské brýle chrání zrak pracovníků před působením intenzivního záření a snižují jas elektrického oblouku na úroveň jasu, při níž dokáže svářeč

rozeznávat svařované místo během svařování. Pro svářečské kukly a brýle se používají skla s různými stupni tmavosti. Vyrábí se skla se stupněm tmavosti od 4 po 15. Nižší čísla znamenají nižší tmavost, vyšší naopak vyšší tmavost. Nižší čísla (4 až 8) se používají při řezání a svařování plamenem. Pro svařování obalenou elektrodou, elektrickým obloukem (Mig/Mag) a elektrickým obloukem s ochrannou atmosférou se používají čísla tmavosti 9 až 15 [66]. Pro určení správného čísla tmavosti skla je nutné znát proud protékající obloukem. Obecně platí, čím vyšší tím vyšší tmavost použitého skla.

Aby se zjistilo nebezpečí svářečského oblouku, bylo vytvořeno následující měření. Při měření byl změřen spektrální průběh intenzity ozáření elektrického oblouku pro obalovanou elektrodu. Proud obloukem byl okolo 100 A a fotometrická vzdálenost mezi spektrometrem a obloukem byla 118 cm. Spektrometr se sice mohl dát do kratší vzdálenosti, ale hrozilo, že by jej mohla odlétající struska poškodit. Jelikož je intenzita vyzařovaného záření oblouku proměnlivá (mění se vzdálenost mezi elektrodou a svařovaným materiálem vlivem ubývání elektrody), bylo změřeno deset spektrálních průběhů. Naměřené hodnoty pak byly zprůměrovány a výsledný spektrální průběh je použit pro další výpočty.



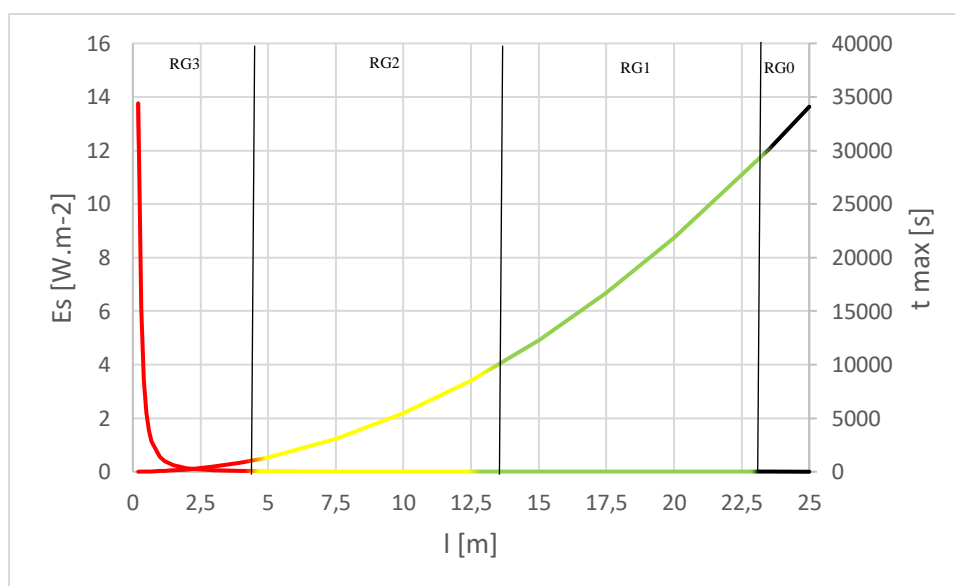
Obrázek 56 Spektrální průběh elektrického oblouku pro obalovanou elektrodu

Obrázek 56 ukazuje spektrální průběh vyhodnocovaného elektrického oblouku, měřeného ve vzdálenosti 118 cm. Z těchto hodnot jsou pak vypočtena nebezpečí optického záření elektrického oblouku. Z průběhu je patrný vysoký obsah UV záření, které je měřené od 230 nm, což je dolní mez měření vlnových délek CCD spektrometrem. Je dost možné, že se ve spektru nachází záření na nižších vlnových délkách. Ty ale dostupná laboratorní technika není schopna měřit.



Tabulka 36 Vyhodnocení fotobiologické bezpečnosti pro elektrický oblouk

l	E	E <sub>s</sub>	t <sub>max UV</sub>	E <sub>UVA</sub>	t <sub>max UVA</sub>	γ	E <sub>B</sub>	t <sub>max B</sub>	L <sub>R</sub>
[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
0,2	25825	13,753	2,18	50,12	200	0,0150	30,81	3	2086851
0,3	11478	6,112	4,91	22,27	449	0,0100	13,69	7,30	2086851
0,4	6456	3,438	8,73	12,53	798	0,0075	7,703	12,98	2086851
0,5	4132	2,200	13,6	8,018	1247	0,0060	4,930	20,28	2086851
0,6	2869	1,528	19,6	5,568	1796	0,0050	3,423	29,2	2086851
0,7	2108	1,123	26,7	4,091	2444	0,0043	2,515	39,8	2086851
1	1033	0,550	54,5	2,005	4988	0,0030	1,232	81,14	2086851
<b>1,18*</b>	<b>741</b>	<b>0,395</b>	<b>75,9</b>	<b>1,440</b>	<b>6946</b>	<b>0,0025</b>	<b>0,885</b>	<b>113,0</b>	<b>2086851</b>
1,5	459	0,244	123	0,891		0,0020	0,548	182,6	2086851
2	258	0,138	218	0,501		0,0015	0,308	324,6	2086851
3	114	0,061	491	0,223		0,0010	0,137	730,3	2086851
4	64,5	0,034	873	0,125		0,0008	0,077	1298	2086851
5	41,3	0,022	1363	0,080		0,0006	0,049	2028	2086851
7,5	18,3	0,010	3068	0,036		0,0004	0,022	4564	2086851
10	10,3	0,006	5454	0,020		0,0003	0,012	8114	2086851
23,5	1,87	0,00100	30117	0,0036		0,0001	0,0002	-	2086851



Obrázek 57 Závislost hodnot nebezpečí a maximální doby expozice na vzdálenosti od oblouku

V tabulce 36 se nachází vyhodnocení fotobiologické bezpečnosti elektrického oblouku pro obalenou elektrodu. Hodnoty označené tučně a hvězdičkou jsou vypočteny přímo z naměřených hodnot, ostatní hodnoty jsou vypočteny z naměřených hodnot pomocí fotometrického zákona. Z vypočtených hodnot je vidět, že nebezpečí UV záření pro oko a kůži od elektrického oblouku je extrémní. Nejvyššího nebezpečí dosahuje v místě, kde se nachází svářeč. Jelikož vzdálenost mezi svářečem a obloukem není konstantní (svářeč se může přiblížit k oblouku v těsných prostorech) a také ruce svářeče se nachází v těsné blízkosti oblouku (okolo 20 až 30 cm), byly vypočteny hodnoty nebezpečí pro více hodnot krátkých vzdáleností. Delší vzdálenosti (okolo jednoho metru) mohou platit pro pomocníka svářeče. Vyšší vzdálenosti

platí pro osoby pracující poblíž svářeče. Ve vzdálenosti 23,5 metrů nebezpečí UV záření pro oko a kůži přechází ze zdrojů s nízkým nebezpečím do zdrojů vyjmutých (bezpečných). V této vzdálenosti nedokáže elektrický oblouk vytvořit žádné poranění oka UV zářením. Další nebezpečí, které elektrický oblouk vytváří, je nebezpečí krátkovlnného UVA záření pro oko. Toto nebezpečí je ale u elektrického oblouku vytvořeno ve velmi krátkých vzdálenostech a pro delší časy expozice (stovky sekund). Jelikož je vyzařováno i velké množství energie v oblasti viditelného záření, elektrický oblouk je schopný vytvořit poškození sítnice modrým světlem. V kategorii nebezpečí modrého světla je elektrický oblouk hodnocen jako zdroj se středním nebezpečím pro vzdálenosti do jednoho metru. Oblouk také dokáže vytvořit poškození sítnice tepelným zářením, ale pouze ve velmi krátkých vzdálenostech.

K tomu, aby se zabránilo poškození oka UV zářením, je potřeba zvolit odpovídající tmavé sklo. Tmavost skla doporučují výrobci elektrod, svářecích sestav a ochranných pracovních pomůcek. Pokud se použije sklo s nízkým číslem tmavosti, může se stát, že dojde k poranění oka svářeče. K vyhodnocení použití optimálního skla pro svářeče bylo vytvořeno měření, během něhož byly změřeny spektrální propustnosti tří svářecích skel. Pro měření byla použita skla s tmavostmi 7, 9 a 11. Naměřenými hodnotami propustnosti se pak vynásobily naměřené hodnoty spektrálních intenzit elektrického oblouku a zjistily se hodnoty spektrálních intenzit dopadajícího záření oblouku procházející skrz svářecí sklo.

Tabulka 37 Vypočtené hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro svářecí sklo s tmavostí 7

l	E	E <sub>S</sub>	t <sub>max UV</sub>	E <sub>UVA</sub>	γ	E <sub>B</sub>	t <sub>max B</sub>	L <sub>R</sub>
[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
0,2	72	0,0147	2039	1,10E-02	0,0150	1,766E-02	5661	1659
0,3	32	0,0065	4587	4,90E-03	0,0100	7,850E-03	12738	1659
0,4	18,0	0,0037	8155	2,76E-03	0,0075	4,416E-03	22646	1659
0,5	11,5	0,0024	12742	1,77E-03	0,0060	2,826E-03	-	1659
0,6	8,0	0,0016	18348	1,23E-03	0,0050	1,963E-03	-	1659
0,7	5,9	0,0012	24974	9,01E-04	0,0043	1,442E-03	-	1659
1	2,9	0,0006	50967	4,41E-04	0,0030	7,065E-04	-	1659
2	0,72	0,0001	-	1,10E-04	0,0015	1,766E-04	-	1659
3	0,32	0,0001	-	4,90E-05	0,0010	7,850E-05	-	1659

Tabulka 38 Vypočtené hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro svářecí sklo s tmavostí 9

l	E	E <sub>S</sub>	t <sub>max UV</sub>	E <sub>UVA</sub>	γ	E <sub>B</sub>	t <sub>max B</sub>	L <sub>R</sub>
[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
0,2	13	1,67E-04	-	1,01E-02	0,0150	4,652E-03	21495	394,4
0,3	6	7,41E-05	-	4,48E-03	0,0100	2,068E-03	-	394,4
0,4	3,3	4,17E-05	-	2,52E-03	0,0075	1,163E-03	-	394,4
0,5	2,1	2,67E-05	-	1,61E-03	0,0060	7,444E-04	-	394,4
0,6	1,5	1,85E-05	-	1,12E-03	0,0050	5,169E-04	-	394,4
0,7	1,1	1,36E-05	-	8,22E-04	0,0043	3,798E-04	-	394,4
1	0,53	6,67E-06	-	4,03E-04	0,0030	1,861E-04	-	394,4
2	0,13	1,67E-06	-	1,01E-04	0,0015	4,652E-05	-	394,4
3	0,06	7,41E-07	-	4,48E-05	0,0010	2,068E-05	-	394,4

Tabulka 39 Vypočtené hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro svářečské sklo s tmavostí 11

l	E	E <sub>S</sub>	t <sub>max UV</sub>	E <sub>UVA</sub>	γ	E <sub>B</sub>	t <sub>max B</sub>	L <sub>R</sub>
[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[s]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]
0,2	3	3,07E-04	-	1,19E-02	0,0150	2,933E-03	-	207,3
0,3	1	1,36E-04		5,28E-03	0,0100	1,303E-03		207,3
0,4	0,8	7,67E-05		2,97E-03	0,0075	7,332E-04		207,3
0,5	0,5	4,91E-05		1,90E-03	0,0060	4,692E-04		207,3
0,6	0,3	3,41E-05		1,32E-03	0,0050	3,259E-04		207,3
0,7	0,3	2,51E-05		9,70E-04	0,0043	2,394E-04		207,3
1	0,13	1,23E-05		4,75E-04	0,0030	1,173E-04		207,3
2	0,03	3,07E-06		1,19E-04	0,0015	2,933E-05		207,3
3	0,01	1,36E-06		5,28E-05	0,0010	1,303E-05		207,3

V tabulkách 37, 38 a 39 jsou vypočtené hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro svářečská skla v různých stupních tmavosti. Z naměřených hodnot je vidět, že hodnocená svářečská skla propouští minimální množství UV záření, které by mohlo poškodit zrak. Nejhůře dopadlo svářečské sklo s tmavostí 7, které ale není vhodné pro použití při svařování pro svářeče. Toto sklo by ale mohl používat pomocník svářeče nebo pracovník v blízkosti svářeče. Skla s tmavostmi 9 a 11 při hodnocení na nebezpečí UV záření pro oko a kůži zabrání jakémukoliv poranění oka z libovolné vzdálenosti od oblouku. Všechna hodnocená svářečská skla odstíní krátkovlnné UVA záření tak, že záření oblouku nezpůsobí poškození oka ani při dlouhodobé expozici. To samé platí i pro nebezpečí modrého světla a tepelné poškození sítnice. Z vypočtených hodnot je také patrný útlum světla pro jednotlivá skla.

## 8.5 Expertní výpočetní nástroj pro hodnocení fotobiologické bezpečnosti

V rámci disertační práce byl vytvořen program v platformě Matlab, který je založený na výpočetním postupu, popsaném v kapitole 8.4.

Výpočetní nástroj má dvě varianty výběru vstupních dat. Spektrální průběh pro výpočet může být vybrán z knihovny programu, nebo může být vložen z naměřených dat. V knihovně programu se nachází spektrální průběhy běžných světelných zdrojů nebo se vypočtou hodnoty pro zahřáté absolutně černé těleso podle Planckova zákona. Po výběru konkrétního spektrálního průběhu se zvolený průběh zobrazí v grafickém okně programu. Dále je nutné zapsat do programu fotometrickou vzdálenost do pole „Vzdálenost“ a tato vzdálenost se dosazuje v metrech. Další veličinou, kterou je nutné zapsat je „Střední rozměr“ zdroje, který udává průměrnou hodnotu rozměrů vyzařovací plochy zdroje. Poslední veličinou, kterou je nutné doplnit pro výpočet hodnot fotobiologické bezpečnosti z vybraného spektra, je požadovaná hodnota osvětlenosti, která má být vytvářena v zadané vzdálenosti. Další možností výběru vstupních dat je vložení naměřených dat ze spektrometru. Vlastní naměřené hodnoty pro výpočet se vloží při výběru světelného zdroje, kdy se vybere „Vlastní“. Po výběru se objeví „Výběr konkrétního zdroje“, ze kterého se vybírají data pro zpracování. Na výběr jsou tři datové formáty, které patří různým spektrometrům. První formát DAT patří datovému souboru z dvojitého monochromátoru Gooch & Housego OL 750, druhý typ datového souboru patří spektrometru JETI specbos 1211UV a má formát XLS a třetí formát patří spektrometru Avantes AvaSpec-2048TEC-2. U dvojitého monochromátoru

program vždy počítá s jedním naměřeným spektrem z dvojitého monochromátoru, u spektrometru JETI výpočetní program průměruje 10 posledních měření. To samé je provedeno i pro spektrometr Avantes. U programu Avantes navíc musí program vypočítat intenzitu ozáření, protože hodnoty ze spektrometru Avantes jsou v jednotkách vybuzení, tak jak je naměřil detektor spektrometru. Postup pro výpočet je popsán v kapitole 8.2.4. U spektrometru Avantes je nutné si vybrat, na jakém kanálu byla data naměřena, zda na Master nebo Slave kanálu. U všech naměřených hodnot ze spektrometrů je nutné zapsat skutečné hodnoty fotometrické vzdálenosti a středního rozměru svítidla, tak jak tomu bylo při měření hodnot.

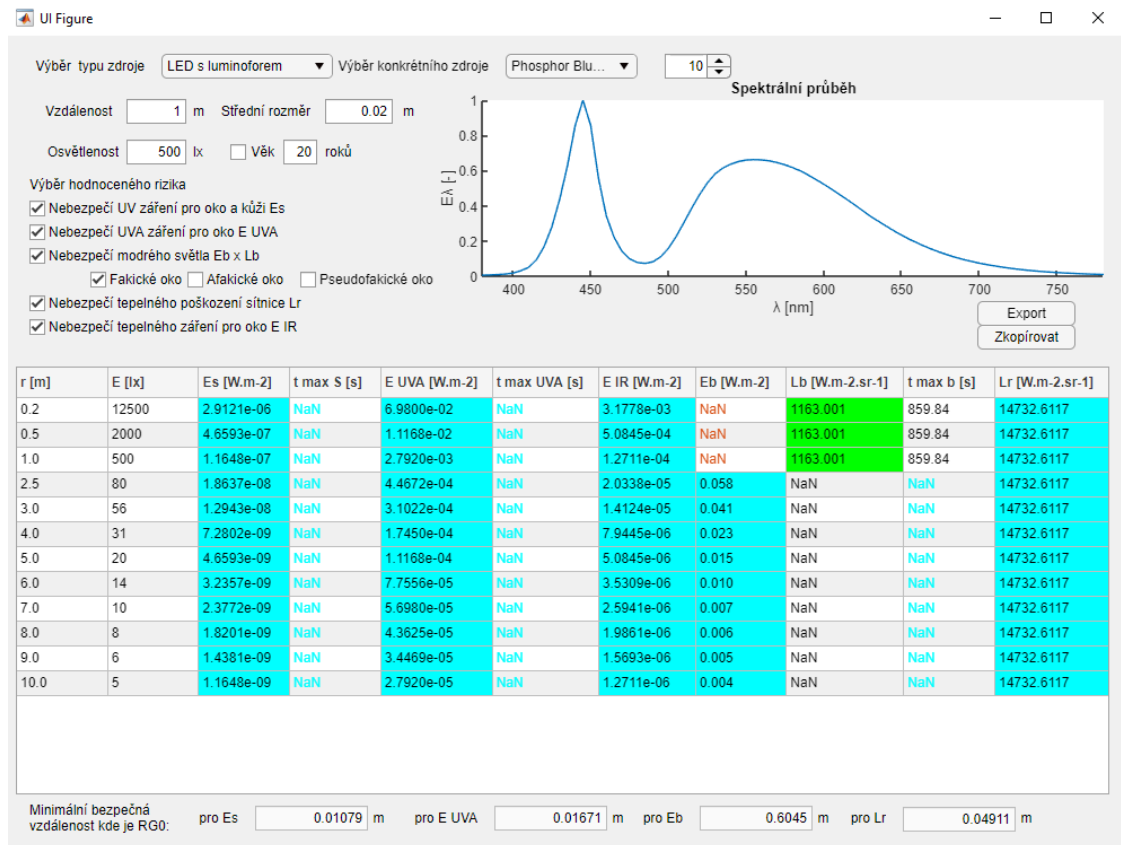
Program pro zadané hodnoty spektrálních průběhů může vypočítat nebezpečí UV záření pro oko a kůži, nebezpečí UVA záření pro oko, nebezpečí modrého světla pro malý zdroj, nebezpečí modrého světla, nebezpečí tepelného poškození sítnice a nebezpečí tepelného poškození rohovky. Tato nebezpečí je možné volitelně zahrnout do hodnocení pomocí zatržítka. Program ze zadaných hodnot spektrálního průběhu, fotometrické vzdálenosti a středního rozměru zdroje vypočte vzdálenost, ve které světelný zdroj vytváří osvětlenost 500 lx a pro kterou je zdroj hodnocen na fotobiologickou bezpečnost podle ČSN EN 62471. Program vypočte i nebezpečí v jiných vzdálenostech. Tyto hodnoty jsou ale informativního charakteru a udávají nebezpečí pouze pro konkrétní vzdálenost a aplikaci, zatímco hodnoty vypočtené při 500 lx jsou výchozími parametry pro zařazení svítidla do skupiny nebezpečí. Z těchto hodnot také vychází informace na bezpečnostním štítku, který bývá nalepen na výrobcích, které jsou hodnoceny jako skupina zdrojů s nízkým nebezpečím (RG1) a vyšším nebezpečím. Aby bylo na první pohled patrné, do které skupiny nebezpečí vypočtená hodnota příslušného nebezpečí patří, bylo využito barevného značení z kapitoly 8.3. Jediný rozdíl ve výpočetním programu oproti značení hodnot nebezpečí v práci je označení skupiny nebezpečí vyjmutých zdrojů. V práci jsou hodnoty nebezpečí patřící do této skupiny značeny bílým podbarvením, v programu je zvoleno podbarvení modré.

Pro vyhodnocování nebezpečí modrého světla je možnost si vybrat, podle jaké metody bude zdroj hodnocen z pohledu zdravotního stavu oka pozorovatele, který může být zdrojem osvětlován. Na výběr je „Fakické oko“, pro zdravého pozorovatele, „Afakické oko“ pro pozorovatele s afakíí a „Pseudofakické oko“ pro pozorovatele, který má implantovanou čočku, popř. brýle. Metoda hodnocení pro fakické oko, vychází z hodnot uvedených v normě ČSN EN 62471, metoda hodnocení pro afakické oko a pro pseudofakické oko vychází z metody, která je součástí této práce a je uvedena v kapitole 8.11. Pokud se vybere při metodě hodnocení pseudofakického oka implantát čočky (označený jako IOL a typ), budou se během výpočtu nebezpečí měnit pouze hodnoty nebezpečí modrého světla pro malý zdroj, nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice. Hodnocení nebezpečí UV záření pro oko a kůži bude zachováno v podobě, v jaké je uvedeno v normě ČSN EN 62471. Je to způsobeno tím, že se toto nebezpečí vztahuje zejména na rohovku, na kterou záření dopadá, a ta se implantováním nové čočky nemění. Výpočet nebezpečí UVA záření pro oko bude mít v případě implantované čočky informativní charakter, protože toto nebezpečí popisuje zejména nebezpečí tvorby katarakty v čočce, což v implantované náhradě nehrozí. Nebezpečí pro implantovanou čočku budou počítána pouze do 1000 nm, protože nejsou k dispozici spektrální propustnosti náhrad čoček pro celý rozsah vlnových délek až do 1400 nm, který je potřebný pro vyhodnocování nebezpečí tepelného poškození sítnice. Pokud se vybere při vyhodnocování pseudofakického oka vyhodnocování pro pozorovatele s brýlemi (označený v programu jako Brýle a typ), tak se budou měnit všechny

typy nebezpečí počítané pomocí výpočetního programu. Brýlová skla ovlivňují celé spektrum záření dopadající na oko ve všech vlnových délkách od UV záření až po IR záření.

V programu je možné také hodnotit světelné zdroje s ohledem na stárnutí oka pozorovatelů. Pokud je potřeba hodnocení zdroje podle věku, použijte se zatržítko u kolonky Věk a do kolonky se запиše věk pozorovatele, pro kterého se bude zdroj hodnotit. Věk pozorovatele a spektrální propustnost jeho oka ovlivňuje výpočet nebezpečí modrého světla, nebezpečí modrého světla pro malý zdroj a výpočet tepelného poškození sítnice. Ostatní vypočtená nebezpečí se nebudou měnit, protože působí poranění na rohovce, případně v předním segmentu oka a na tato nebezpečí nemá vliv změna spektrální propustnosti oka. O změnách nebezpečí modrého světla v závislosti na věku pozorovatele a o způsobu výpočtu pojednává kapitola 8.12.

Pod vyhodnocovací tabulkou se nachází vypočtené vzdálenosti, ve kterých je zdroj hodnocen jako patřící do skupiny vyjmutých zdrojů (RG0). Pokud bude zdroj instalován v kratších vzdálenostech, než jsou tyto vzdálenosti, bude již vytvářet určité optické nebezpečí a je potřeba přijmout opatření, aby nezpůsobil poranění zraku nebo kůže. V programu jsou nastaveny výpočtové intervaly, které zamezují výpisu extrémně vysokých nebo irelevantních hodnot. Pokud bude vypočtený maximální expoziční čas vyšší, než je maximální expoziční čas pro skupinu vyjmutých zdrojů, například pro nebezpečí UV záření pro oko a kůži vyšší než 30000 s, budou tyto hodnoty vypsány NaN (*Not a Number*) modrým písmem. Pokud bude mít zdroj v určité vzdálenosti velký zorný úhel ( $\gamma \geq 0,011$  rad) pro nebezpečí modrého světla - malý zdroj, nebude tak splňovat podmínku a ve vyhodnocování bude pro tuto vzdálenost, ve které tato podmínka není splněna, vypsána hodnota NaN zeleným písmem. U ostatních nebezpečí, pokud nebudou splněny podmínky maximálního zorného úhlu, bude vypsána hodnota NaN černým písmem.



Obrázek 58 Okno programu pro vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti

Hodnoty, které jsou vypsány ve vyhodnocovací tabulce, je možné kopírovat pomocí tlačítka Zkopírovat a poté vkládat do dokumentů Excelu nebo Wordu. Také je možné exportovat data pomocí tlačítka Export. Při exportování se exportují jak výstupní data (vypočtená tabulka nebezpečí pro různé vzdálenosti a vyhodnocené skupiny nebezpečí pro vypočtené hodnoty), tak i data vstupní jako jsou fotometrická vzdálenost, střední rozměr zdroje a nastavená osvětlenost. Do exportovaných dat je zahrnuta informace o typu hodnocení nebezpečí modrého světla, zda byl zdroj hodnocen pro fakické, afakické nebo pseudofakické oko, případně pro jaký typ oční čočky byla data vypočtena. V exportovaných datech se také nachází informace o tom, zda byl zdroj hodnocen s ohledem na věk pozorovatele a pro jaký věk jsou vypočtené hodnoty nebezpečí modrého světla a tepelného poškození sítnice.

## **8.6 Vliv ustalování světelných parametrů na hodnoty fotobiologické bezpečnosti**

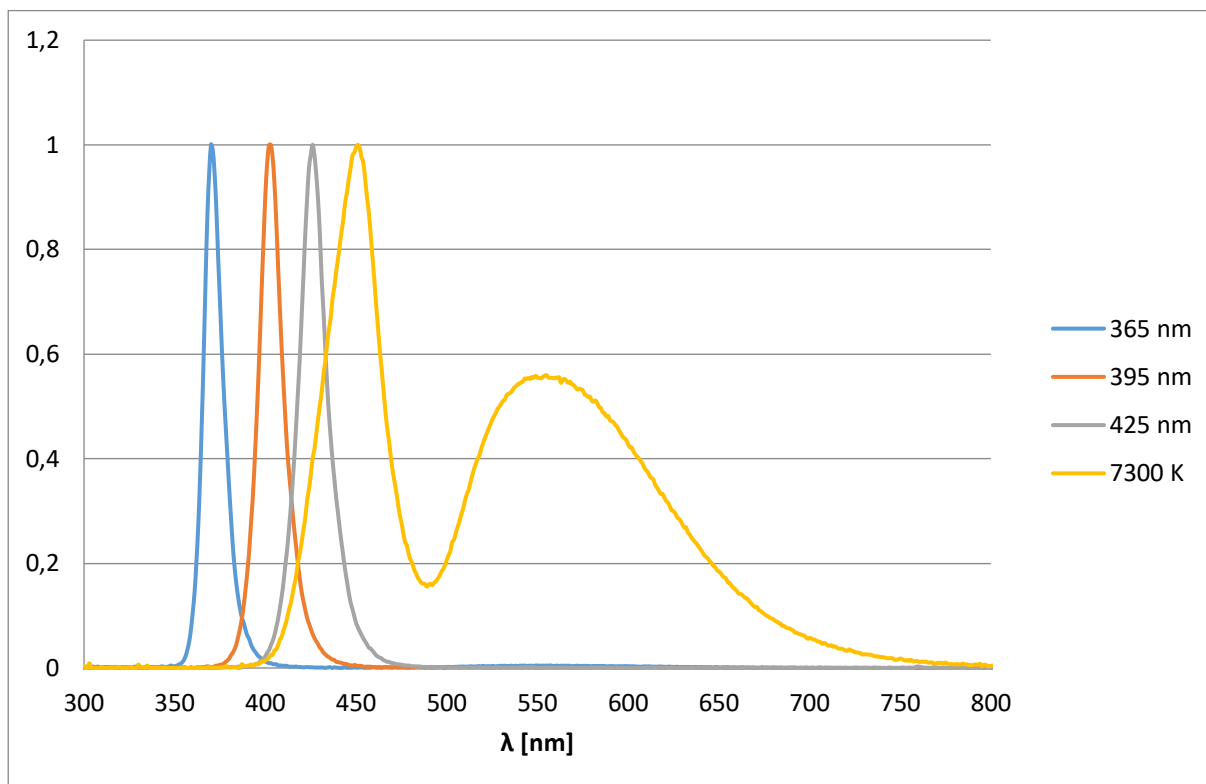
Během provozu světelných zdrojů dochází ke změnám světelného toku. Některé změny jsou způsobené změnou napájecího napětí nebo proudu, jiné změny jsou způsobené vlivem okolí světelného zdroje, například podmínkami pro chlazení zdroje. Změny způsobené elektrickými veličinami lze během měření minimalizovat použitím kvalitních zdrojů pro napájení s minimálními odchylkami nastavených hodnot napětí nebo proudu.

Některé světelné zdroje mají minimální závislost světelného toku na okolní teplotě. Mezi tyto zdroje patří žárovky nebo vysokotlaké výbojky. Pokud nastane změna při okolní teplotě, nezmění se světelný tok těchto zdrojů. Světelné zdroje, které mají velkou závislost světelného toku na teplotě okolí, jsou LED a nízkotlaké rtuťové výbojky (zářivky). Pro zářivky je nepříznivá jak velmi nízká teplota (pod 0 °C), tak i vyšší teplota okolí (nad 40 °C), pro kterou klesá výrazně světelný tok. U LED má teplota okolí velký vliv na odvod tepla z chlazení čipu. Pokud je teplota okolí vysoká, teplo z LED čipu není předáváno do okolí a jeho teplota roste. To má za následek pokles světelného toku.

Velký vliv na změny světelného toku zdrojů má i náběh světelného zdroje na nominální parametry. Jediná žárovka nabíhá okamžitě na nominální parametry. U výbojových zdrojů nastává postupné rozhořívání výboje, jeho ustalování a ohřívání světelného zdroje. U LED zdrojů je světelný tok při zapnutí vyšší, než je hodnota nominálního světelného toku. Rozdíl mezi nominálním světelným tokem a tokem při startu může činit 5 a více procent. Rozdíl mezi nominálním světelným tokem a tokem při zapnutí LED je dán kvalitou chlazení. Pokud má zdroj kvalitní a dostatečně dimenzované chlazení, rozdíl mezi počáteční a ustálenou hodnotou nemusí být velký, pokud má zdroj nedostatečné chlazení, rozdíl mezi hodnotami může být značný.

Stejný vliv jako na hodnoty světelného toku, má chlazení světelných zdrojů vliv i na další veličiny. U fotobiologické bezpečnosti se mohou měnit všechny sledované druhy nebezpečí, protože jsou závislé na vyzařované energii světelného zdroje. Následující měření dokazuje změnu hodnot fotobiologické bezpečnosti od startu LED zdrojů po ustálení parametrů.

Pro měření byly vybrány LED s příkonem 10 W, které byly napájeny konstantním proudem 900 mA přesným laboratorním zdrojem v proudovém režimu. Jednalo se o multičipové zdroje s devíti čipy. Rozměry plochy vyzařování byly 11 x 11 mm. Z těchto rozměrů byl pak vypočítán zorný úhel. Bílá LED byla umístěna do vzdálenosti, kde vytvoří osvětlenost 500 lx na optickém vstupu spektrometru. Ostatní LED byly umístěny do vzdálenosti 500 lx, protože nejsou schopny vytvořit velké hodnoty osvětlenosti. Měření bylo provedeno pomocí spektrometru JETI specbos 1211UV z důvodu jeho rychlosti měření [117].

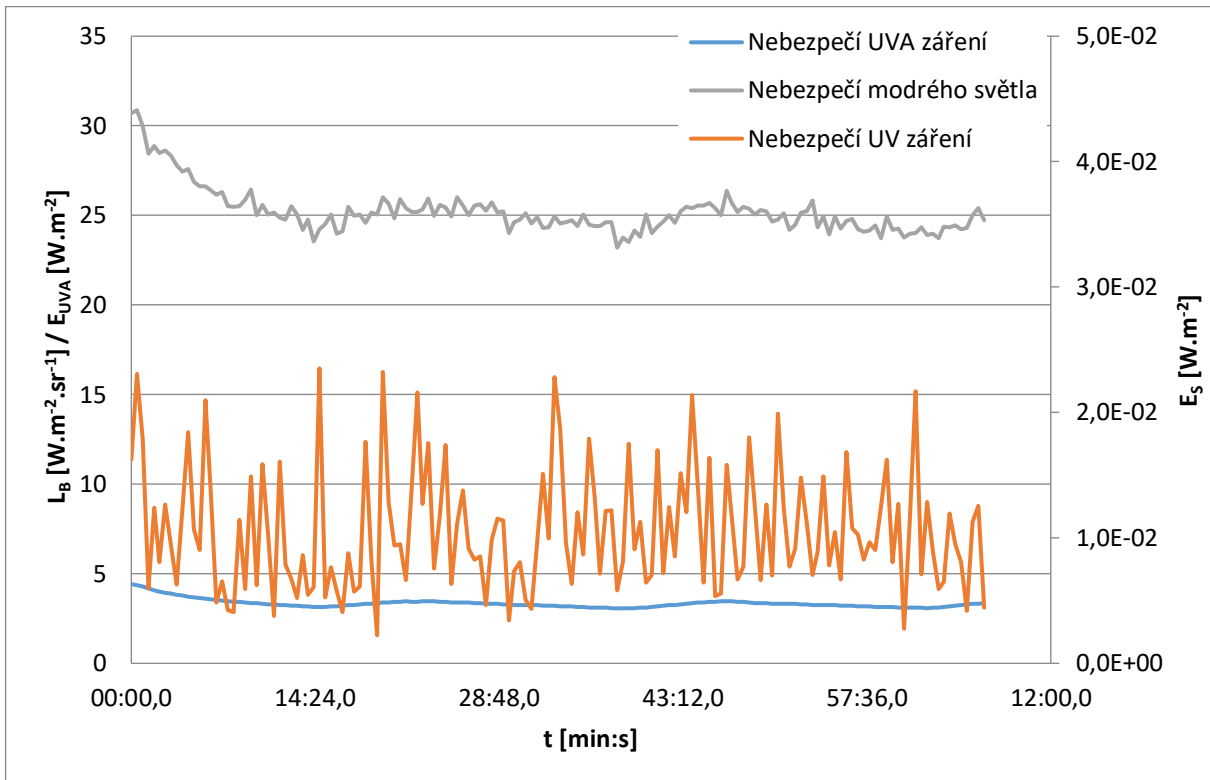


Obrázek 59 Spektrální průběhy vyhodnocovaných LED zdrojů [117]

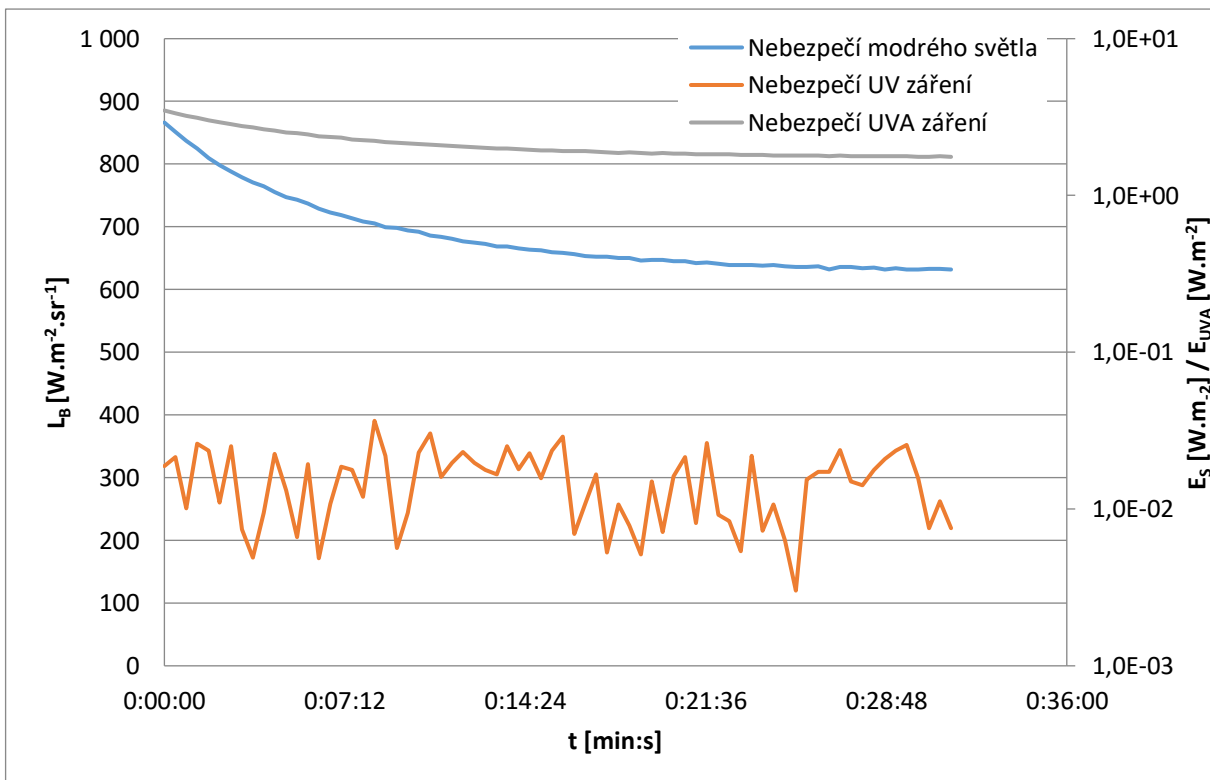
Obrázek 59 zachycuje naměřené spektrální průběhy hodnocených LED zdrojů. V grafickém průběhu jsou měřené intenzity ozáření v relativních hodnotách z důvodu dobré čitelnosti grafického průběhu.

Tabulka 40 Vypočtené hodnoty hodnocených LED pro jednotlivé druhy nebezpečí a rozdíly mezi počáteční a ustálenou hodnotou jednotlivých druhů nebezpečí [117]

Typ LED	l	E	$E_{UV}$	$E_{UVA}$	$\Delta E_{UVA}$	$E_B$	$L_B$	$\Delta L_B$	$\gamma$	$\Omega$	$\vartheta$
	[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]	[rad]	[sr]	[°C]
<b>365 nm</b>	0,2	58	4,4E-03	3,35	30,5	0,059	24,7	23,1	0,055	0,0024	56,8
<b>395 nm</b>	0,2	15	7,6E-03	1,76	49,4	1,50	633	27,0	0,055	0,0024	58,9
<b>425 nm</b>	0,2	184	5,5E-02	0,142	-	16,41	6909	6,37	0,055	0,0024	50,5
<b>7300 K</b>	0,46	500	1,1E-03	0,001	-	0,533	1172	13,8	0,0239	0,0004	58,8

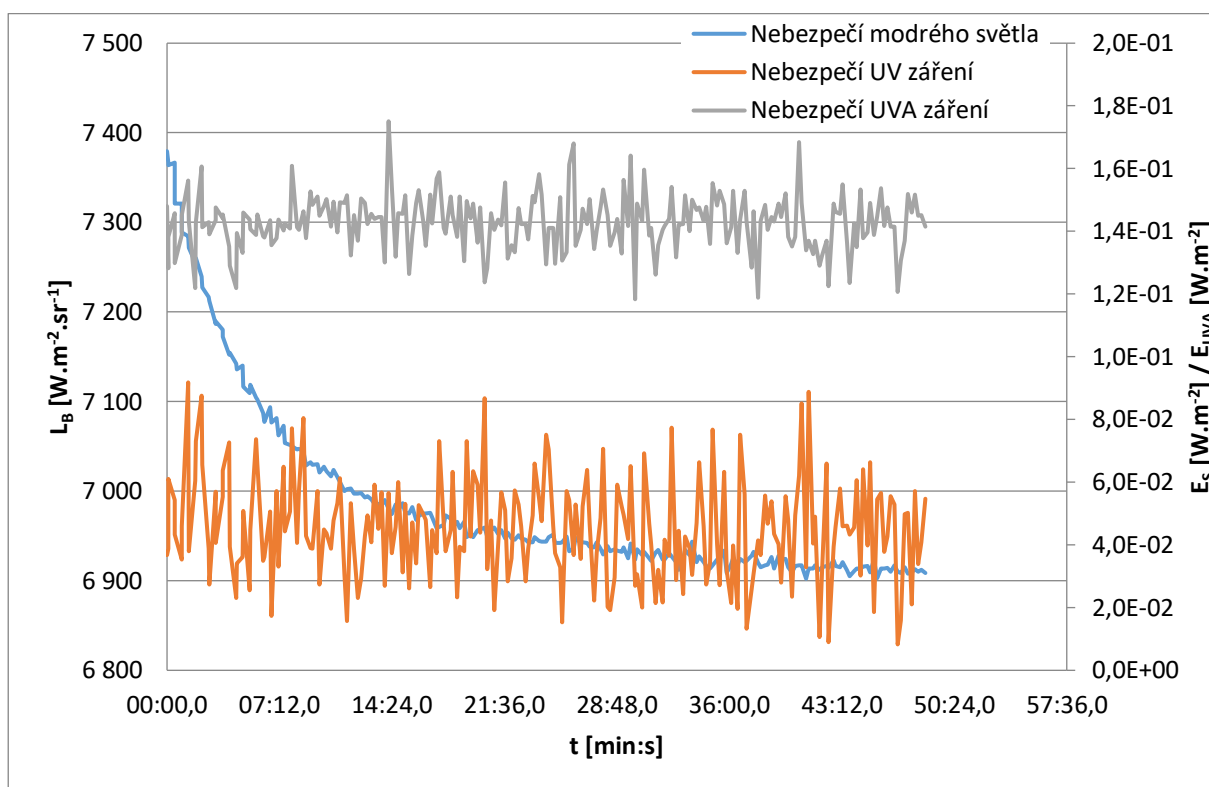


Obrázek 60 Naměřená časová závislost jednotlivých nebezpečí pro LED 10 W 365 nm [117]

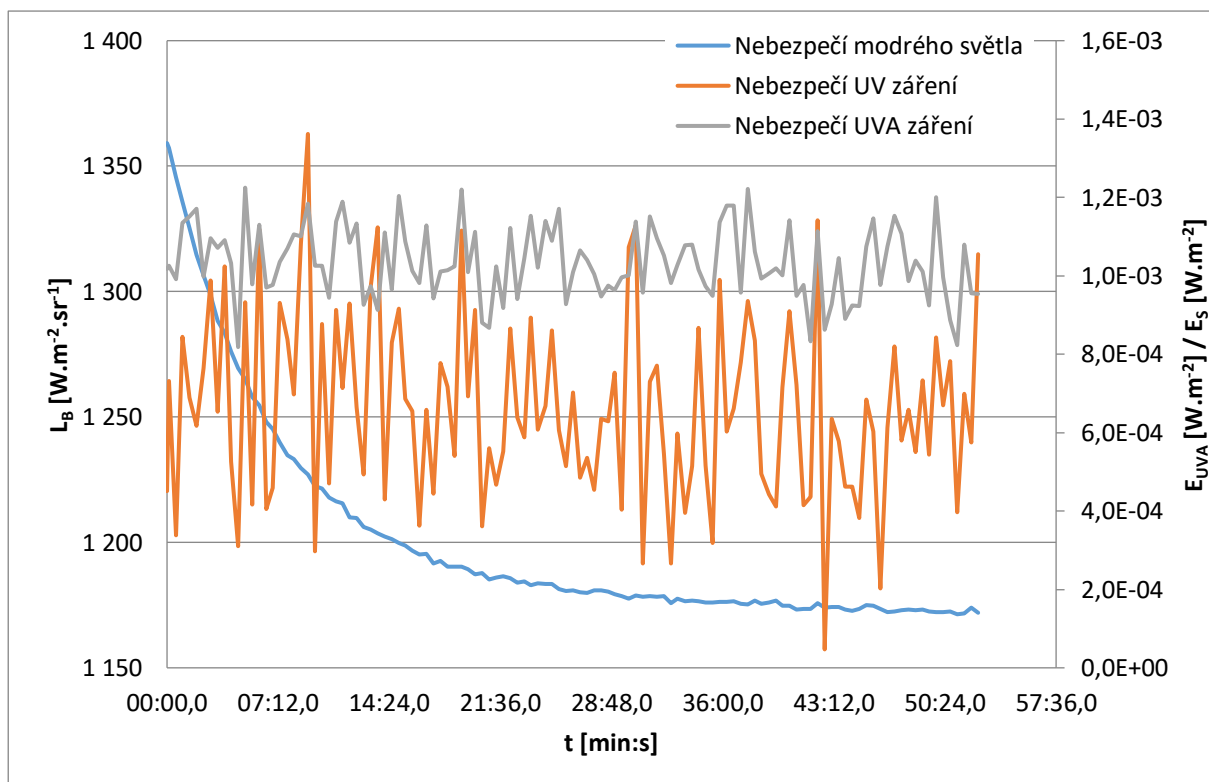


Obrázek 61 Naměřená časová závislost jednotlivých nebezpečí pro LED 10 W 395 nm [117]





Obrázek 62 Naměřená časová závislost jednotlivých nebezpečí pro LED 10 W 425 nm [117]

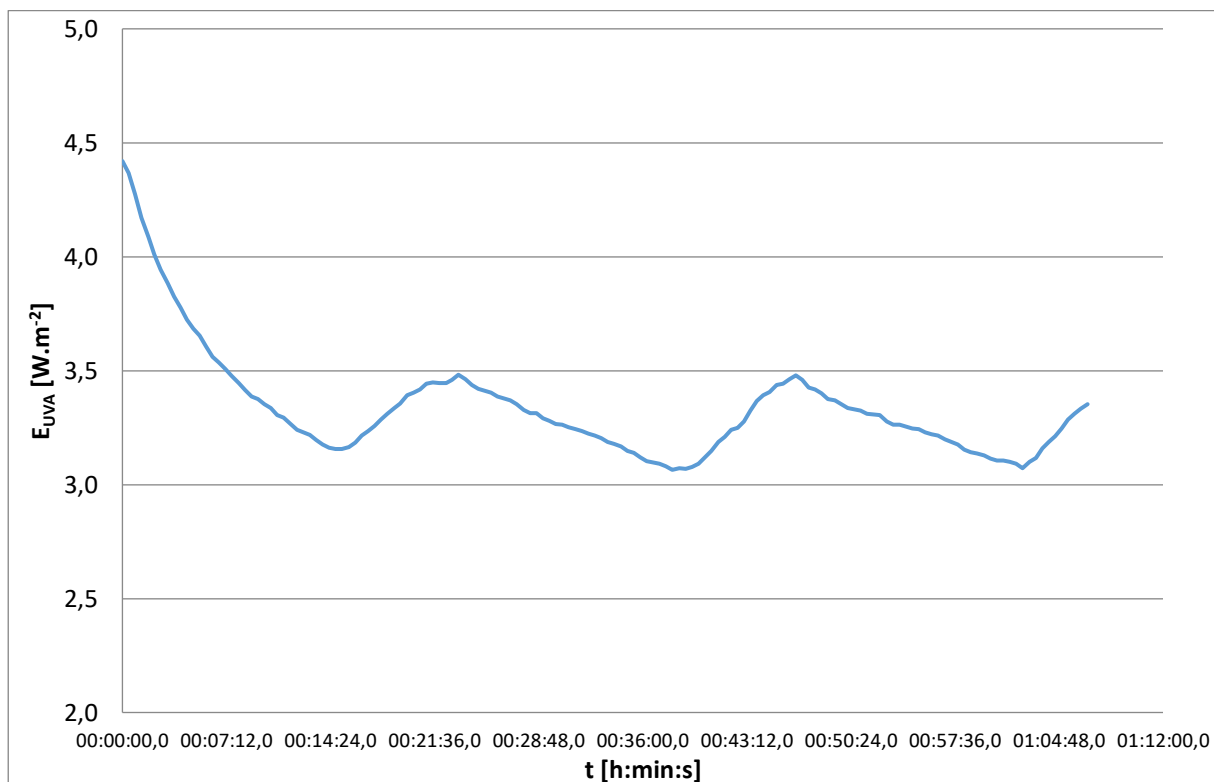


Obrázek 63 Naměřená časová závislost jednotlivých nebezpečí pro LED 10 W 7300 K [117]

Obrázky 60, 61, 62 a 63 zobrazují grafické průběhy naměřených časových závislostí jednotlivých nebezpečí pro hodnocené LED zdroje. U všech měřených LED byly hodnoty nebezpečí pro nebezpečí UV záření pro oko velmi nízké. Z naměřených charakteristik je patrné, že tyto hodnoty se v čase měnily skokově a nelze z nich vyčíst žádná závislost nebezpečí UV záření

na době od zapnutí LED. Jelikož metoda hodnocení nebezpečí UV záření je založená na křivce  $S_{UV}(\lambda)$ , jejíž vrchol je okolo 280 nm, na výslednou podobu těchto průběhů měl velký vliv šum spektrometru Jeti Specbos v UV oblasti. Z důvodu nízké selektivity není tento přístroj doporučeným měřicím zařízením pro měření v UV oblasti. Pro LED 425 nm a pro LED s náhradní teplotou chromatičnosti 7300 K spektrometr naměřil hodnoty, které odpovídají skupinám nízkého a středního nebezpečí, přestože tyto zdroje ze své fyzikální podstaty nejsou schopny vytvořit žádné nebezpečí v hodnocené oblasti spektra (200 až 400 nm) [117]. Více o problematice měření a hodnocení fotobiologické bezpečnosti se spektrometry nachází v kapitole 8.1.

Pro LED 365 nm (viz obrázek 60) z naměřených charakteristik týkajících se nebezpečí modrého světla a nebezpečí UVA záření vyplývá, že nejvyšší nebezpečí je hned při zapnutí LED, kdy teplota čipu je nejnižší, z tohoto důvodu je i účinnost přeměny elektrické energie na zářivou nejvyšší. Tento obecný fakt nastal i u ostatních měřených LED. Rozdíl mezi počáteční a ustálenou hodnotou nebezpečí modrého světla je 23 % a pro nebezpečí UVA záření je tento rozdíl 30 %. U LED 395 nm byl rozdíl mezi počáteční a ustálenou hodnotou pro nebezpečí UVA záření dokonce 49 % a pro nebezpečí modrého světla 27 %. Pro LED 425 nm a bílou LED 7300 K se nedalo vyhodnotit nebezpečí UVA záření z důvodu velmi nízké intenzity, proto tyto dvě LED nebyly hodnoceny z hlediska změny nebezpečí UVA záření v čase po jejich zapnutí. U LED 425 nm byl pokles vypočtené hodnoty mezi počáteční a ustálenou hodnotou nebezpečí modrého světla pouze 6 %, zato u LED 7300 K tento rozdíl činil 14 %. Z naměřených a vypočtených hodnot lze říct, že na změnu hodnot nebezpečí má největší vliv ustalování teploty čipu LED. Všechny LED byly namontovány na stejném typu chladiče a pro lepší kontakt mezi chladičím plochou LED a chladičem byly LED opatřeny malým množstvím teplovodivé pasty. Jelikož každá LED má jinou hodnotu energetické účinnosti, byly i naměřené teploty jednotlivých LED různé. Z vypočtených hodnot nebezpečí je patrné, že nejvyšší rozdíly mezi počáteční a ustálenou hodnotou jednotlivých druhů nebezpečí nastaly u UV LED. Zářivý tok těchto LED je podle naměřených hodnot silně závislý na teplotě čipu. Pro LED svítící převážně ve viditelné části spektra byl tento rozdíl výrazně menší [117].



Obrázek 64 Vliv klimatizační jednotky na vyhodnocené nebezpečí UVA záření pro LED 365 nm

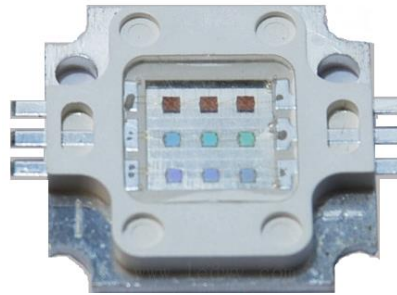
Obrázek 64 zachycuje časovou závislost pro LED 10 W 365 nm. Během měření LED byla spuštěna klimatizační jednotka v laboratoři světelné techniky, která měla v místnosti udržovat konstantní teplotní podmínky. Pokud byla klimatizační jednotka v chodu a chladila místnost, snižovala se i teplota chladiče měřené LED. Až byla laboratoř vychlazená na nastavenou teplotu klimatizace (23 °C), klimatizace se vypnula. Automaticky se sepnula, jakmile vzrostla teplota v laboratoři o 2 °C. Toto spínání a vypínání klimatizace je vidět na časovém průběhu vypočtených hodnot intenzity ozáření pro nebezpečí krátkovlnného UV záření pro oko. Kolísání hodnoty intenzity ozáření bylo díky klimatizační jednotce 12 %. Z tohoto důvodu je potřeba provádět měření fotobiologické bezpečnosti a jiná fotometrická měření v prostorách s ustálenou teplotou, kde její kolísání nebude mít vliv na vyhodnocované parametry.

## 8.7 Vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti vícebarevných LED

Předchozí kapitola se věnovala hodnocení jednobarevných LED světelných zdrojů. Kromě jednobarevných LED se vyrábí i vícebarevná provedení. Možnosti více barev u jedné LED je dosaženo použitím LED čipů, které emitují záření na různých vlnových délkách, případně pro jednotlivé čipy jsou použity jiné luminofoxy. Nejpoužívanější barevnou kombinací je RGB LED, pro kterou jsou zkombinovány čipy červený, zelený a modrý. Pokud je vyzařované záření od RGB LED v určitém poměru, může vytvářet světlo s bílou barvou. Jedná se vlastně o prvotní princip vytváření bílého světla pomocí LED. Dalšími používanými kombinacemi čipů jsou RGBW (kombinace RGB a bílé LED) nebo RGBA (kombinace RGB a žluté jantarové „amber“ LED). Existují i vícečipové LED pro pěstování rostlin.

Jako všechny ostatní světelné zdroje mohou vytvářet vícebarevné LED nebezpečí pro zrak, a proto je nutno je hodnotit z pohledu fotobiologické bezpečnosti. K vyhodnocování vícebarevných LED je nutné přistupovat jinak než k hodnocení jednobarevných LED. Jednobarevné LED se změří v ustáleném stavu a naměřené hodnoty se vyhodnotí. Z předchozí

kapitoly je vidět, že po ustálení měřeného zdroje jsou vypočtené hodnoty nebezpečí jiné než při spuštění zdroje z důvodu ohřevu zdroje a snižování jeho účinnosti. Pro vícebarevné LED se tato situace komplikuje použitím více čipů. Pokud budou v provozu všechny LED na maximální výkon, bude i produkce tepla LED vysoká, účinnost čipů a vyzařovaná energie poklesne oproti stavu při sepnutí. Pokud ale bude provozována jedna barva vícečipové LED, tak bude lépe chlazena než při provozu všech čipů současně a bude vyzařovat i více záření. Z tohoto důvodu je u vícečipových LED nutno přistoupit k hodnocení každé barvy jednotlivě a také provést měření provozu všech čipů současně [121].



Obrázek 65 Hodnocená RGB LED 10 W

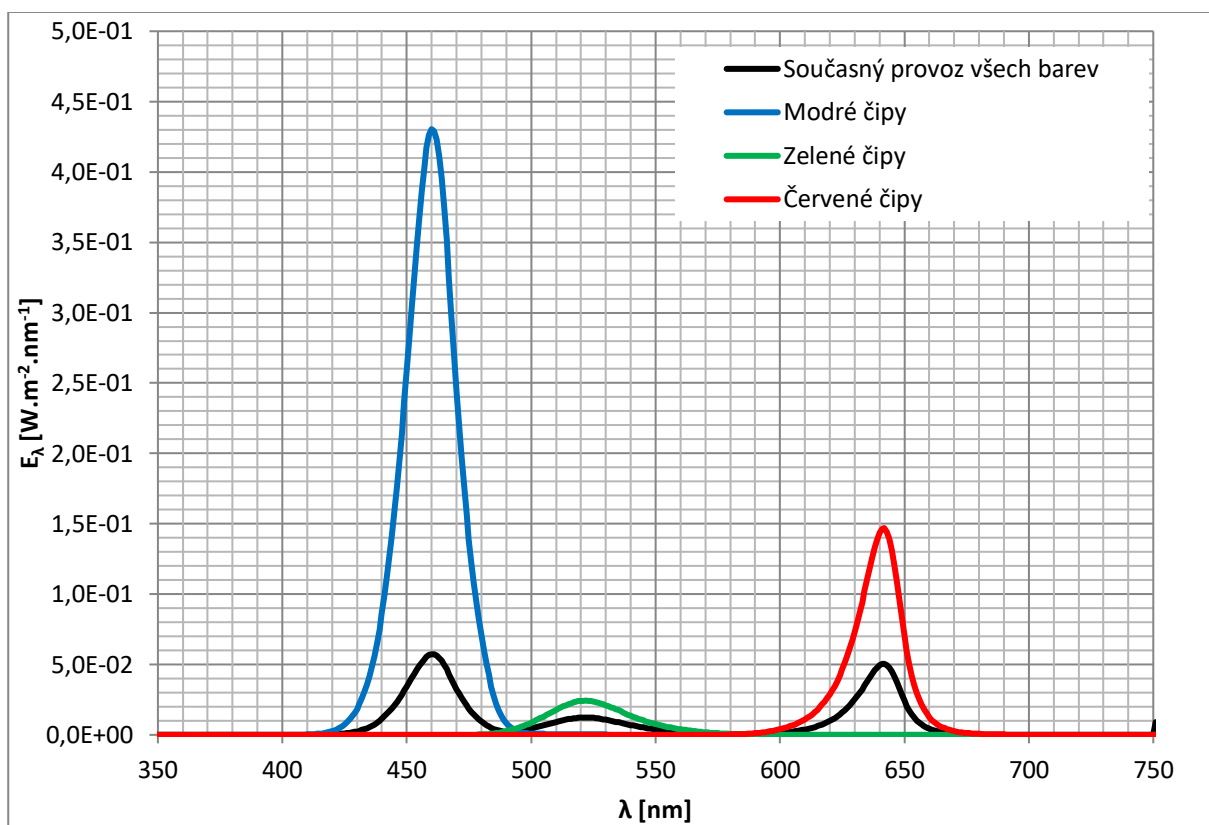
Pro měření, které tuto vlastnost vícečipových LED popisuje, byla vybrána RGB LED 10 W. LED se skládá celkem z 9 čipů, kdy každá barva je zastoupena třemi čipy. Rozměry LED byly 9 a 8 mm. Z těchto rozměrů byl vypočten zorný úhel pro vyhodnocování LED. Spektrální průběhy jednotlivých barev se získaly měřením pomocí dvojitého monochromátoru. Vzdálenost mezi měřenou LED a optickým vstupem dvojitého monochromátoru byla nastavena tak, aby na optickém vstupu byla osvětlenost 500 lx. Jelikož jednotlivé barevné čipy mají různou světelnou účinnost, lišila se proto i tato vzdálenost. Největší vzdálenost nastala při měření současného provozu všech barev a nejkratší vzdálenost byla při měření modré barvy [121].

Tabulka 41 Naměřené a vyhodnocené veličiny pro RGB LED 10 W [121]

Barva	$E$	$r_{500 \text{ lx}}$	$\gamma$	$E_b$	$L_b$	Skupina nebezpečí
	[lx]	[m]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	
Červená	500	0,374	0,023	0,004	8,69	RG0
Zelená		0,462	0,018	0,045	168,8	RG1
Modrá		0,235	0,036	8,801	8611	RG1
Všechny		0,613	0,014	1,200	7912	RG1

Naměřené a vypočtené hodnoty (viz tabulka 41) ukázaly, že každá barva vytváří jiné nebezpečí. Všechny barvy byly hodnoceny pouze na nebezpečí modrého světla – velký zdroj, který má zorný úhel  $\gamma > 0,011$  rad. Osvětlenosti 500 lx pro červený čip bylo dosaženo ve vzdálenosti  $r = 0,374$  m. Červená barva měla nejnížší zář modrého světla, což odpovídá skupině nebezpečí vyjmutých zdrojů (RG0). Spektrum červeného LED čipu obsahuje velmi malé množství aktivního záření pro nebezpečí modrého světla, které je nezbytné k vytvoření některých očních zranění. Světlo zeleného čipu obsahuje více záření v účinném spektru nebezpečí modrého světla než světlo červeného čipu. Zář zeleného čipu byla tedy mnohem vyšší než u červeného čipu. Zelený čip je klasifikován jako skupina nebezpečí 1 (RG1) - skupina s nízkým nebezpečím. Modrý čip má spektrum v nejméně účinné oblasti nebezpečí modrého světla. Tento čip je hodnocen jako skupina nebezpečí 1 (RG1) - skupina s nízkým rizikem, ale hodnota záře z modrého čipu je mnohem vyšší

než u zeleného čipu. Pro současný provoz všech čipů byla LED hodnocena jako skupina s nízkým nebezpečím. Zář nebezpečí modrého světla pro současný provoz všech čipů byla nižší než pro samotný modrý čip. Tím se potvrdil původní předpoklad, že při samotném provozu jednotlivých barev je LED lépe chlazená, než při provozu všech barev současně, a tím pádem je i účinnost přeměny elektrické energie na světelnou vyšší. Množství vyzařovaného záření se tak zvýší a zvýší se i nebezpečí, které mohou světelné zdroje způsobit. V případě vyhodnocované RGB LED byl rozdíl mezi vyhodnoceným nebezpečím modrého světla pro samostatný provoz modrých čipů a současným provozem všech čipů 8 % [121]. Z tohoto důvodu je vhodné měřit v praxi jak intenzitu ozáření, tak i například světelný tok pro každý čip vícečipové LED odděleně, aby se zjistily jejich skutečné hodnoty a předešlo se chybám při návrhu osvětlovacích soustav, v nichž jsou tyto LED použité.

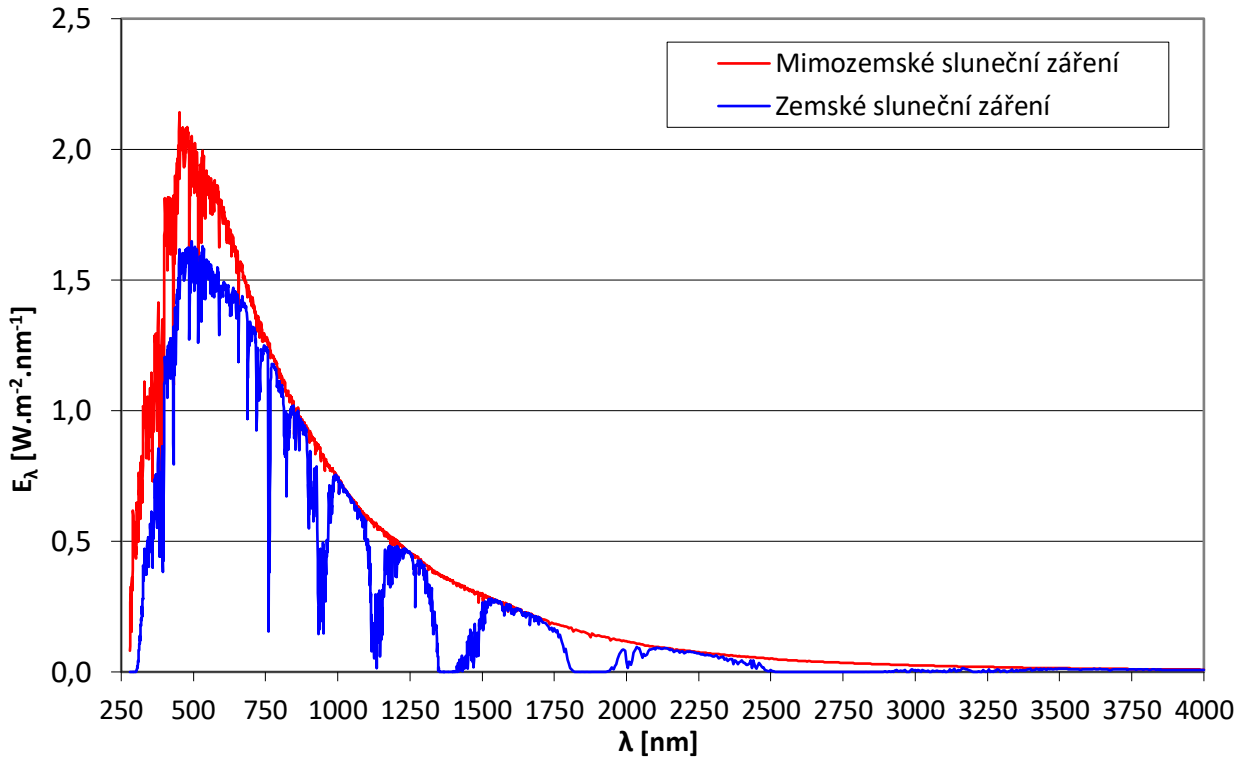


Obrázek 66 Naměřené spektrální průběhy pro hodnocenou RGB při vytvářené osvětlenosti 500 lx [121]

## 8.8 Hodnocení slunečního záření na fotobiologickou bezpečnost

Přirozeným zdrojem světla pro člověka je slunce, které svítí přes den a dodává mu většinu světelné energie. Průměrná intenzita slunečního záření za jasného dne je i víc jak 100 klx. Teplota chromatičnosti slunce je asi 5 800 K. Nejznámější hodnotou popisující sluneční energii dopadající na zemi je solární konstanta, která má hodnotu asi 1367 W.m<sup>-2</sup>. Tato hodnota se částečně mění v závislosti na fázích slunce a také v závislosti na periheliu a aféliu. Sluneční konstanta je celkový tok slunečního záření v celém rozsahu spektra ve vnější atmosféře země (mimozemské záření), která se obvykle vyskytuje na jednotkové ploše 1 m<sup>2</sup> ve střední vzdálenosti od Slunce k Zemi (1 AU). Pouze část této energie dopadá na zem. V atmosféře je pak absorbováno velké množství záření nebo se odráží od vodní páry zpět do vesmíru. Množství dopadajícího záření na zemi závisí na stavu atmosféry – na obsahu vodní páry a znečištění prachem v atmosféře. Dopadající záření

způsobené těmito účinky může být sníženo až o 50 %. Intenzita ozáření dopadajícího ze slunce na zemský povrch je asi  $1000 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ . Z této hodnoty je 4 % ultrafialové záření (pod 400 nm), 42 % je viditelné záření (400 až 700 nm) a 54 % je infračervené záření (nad 700 nm). Sluneční spektrum na zemi (pozemské) se liší od slunečního spektra ve vesmíru (mimozemského). Je to způsobeno působením ozónové vrstvy (absorbuje UV záření), přítomností kyslíku, oxidu uhličitého a vodní páry v atmosféře [116].



Obrázek 67 Standardizovaný spektrální průběh dopadajícího slunečního záření pro jasný den AM0 a AM1,5 [116]

Obrázek 67 znázorňuje spektrum slunce měřené během jasného slunečního dne na zemi a také měřené v mimozemském prostoru. Jedná se o standardizované spektrální průběhy AM0 a AM1,5, kdy AM0 odpovídá mimozemskému slunečnímu záření a AM1,5 odpovídá pozemskému. Při porovnání spektrálních průběhů pozemského a mimozemského slunečního záření se nachází ve spektrálním průběhu pozemského záření propady způsobené vodní parou a oxidem uhličitým, které absorbují záření konkrétních vlnových délek. Použitá spektra jsou pro normální stav ozónové vrstvy, která chrání zemi před působením UV záření z vesmíru.

Tabulka 42 Vypočtené hodnoty pro pozemské sluneční záření pro jasný den [116]

E	$E_S$	$t_{\max \text{ UV}}$	$E_{\text{UVA}}$	$t_{\max \text{ UVA}}$	$\gamma$	$E_B$	$t_{\max \text{ B}}$	$L_R$	$t_{\max \text{ R}}$
[lx]	$[\text{W}\cdot\text{m}^{-2}]$	[s]	$[\text{W}\cdot\text{m}^{-2}]$	[s]	[rad]	$[\text{W}\cdot\text{m}^{-2}]$	[s]	$[\text{W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{sr}^{-1}]$	[ms]
109309	1,72E-02	1602	43,5	4060	0,0093	92,11	1,085	19932665	5,29

Tabulka 42 zachycuje vypočtené hodnoty nebezpečí podle ČSN EN 62471. Sluneční záření nabývá středního nebezpečí pro nebezpečí UV záření pro oko a kůži s maximálním expozičním časem 1602 s, pro nebezpečí krátkovlnného UVA záření pro oko s maximálním expozičním časem 4060 s a pro nebezpečí modrého světla s expozičním časem 1,085 s. Pokud se přepočte hodnota

nebezpečí UV záření pro oko a kůži na UV index, hodnota UV indexu bude velmi nízká a hodnocené záření bude patřit do kategorie nízkého nebezpečí slunečního záření. Nebezpečí modrého světla vyvolává fotochemickou reakci, která potřebuje pro svůj průběh čas minimálně 10 s. Je tedy otázkou, zda by sluneční záření vyvolalo nějakou reakci při krátké době ozáření (1,085 s). Největším nebezpečím, které je slunce schopno vytvořit, je nebezpečí tepelného poškození sítnice, kdy je hodnoceno jako vysoce nebezpečný zdroj s maximálním expozičním časem 5,29 ms. Při přímém pohledu do slunce, byť i na velmi krátkou dobu, může dojít k nevratnému poškození. Naštěstí je oko averzní vůči intenzivnímu světlu a snaží se přimhouřit nebo odvrátit od zdroje záření [116].

Cílem hodnocení slunce na fotobiologickou bezpečnost podle ČSN EN 62471 bylo porovnat vypočtené hodnoty nebezpečí pro slunce s hodnotami jiných zdrojů, které se nachází v práci. Na přesné hodnocení slunečního záření se používají jiné standardy (pro UV nebezpečí slunce například ČSN EN 14255-3). Použitý spektrální průběh je jen pro sluneční záření bez uvažování difúzního světla oblohy, což může mít vliv na nebezpečí UV záření pro oko a kůži nebo nebezpečí UVA záření pro oko.

## 8.9 Snížení nebezpečí modrého světla

Některé světelné zdroje a svítidla jsou hodnoceny vyšším stupněm nebezpečí než RG0 (skupina vyjmutých zdrojů). Jedná se o zdroje a svítidla s vysokým jasnem, velkým světelným tokem a malými rozměry světelně aktivní plochy. Pokud by se mělo snížit jejich nebezpečí, musel by se snížit jas a světelný tok zdrojů, případně zvětšit světelně aktivní plochu nebo použít difuzor pro rozptýlení světla. Další možností, jak snížit nebezpečí modrého světla, je použít světelné zdroje s nízkou barevnou teplotou (okolo 2700 K), které vydávají méně modré složky spektra než zdroje se studenou barevnou teplotou (vyšší jak 4000 K). Tyto zásahy sice sníží nebezpečí modrého světla, ale výrazně změní původní vlastnosti svítidel nebo světelných zdrojů. V konečném důsledku tak nemusí svítidla a světelné zdroje vytvářet požadovanou osvětlenost, proto bude muset být použito větší množství svítidel nebo světelných zdrojů.

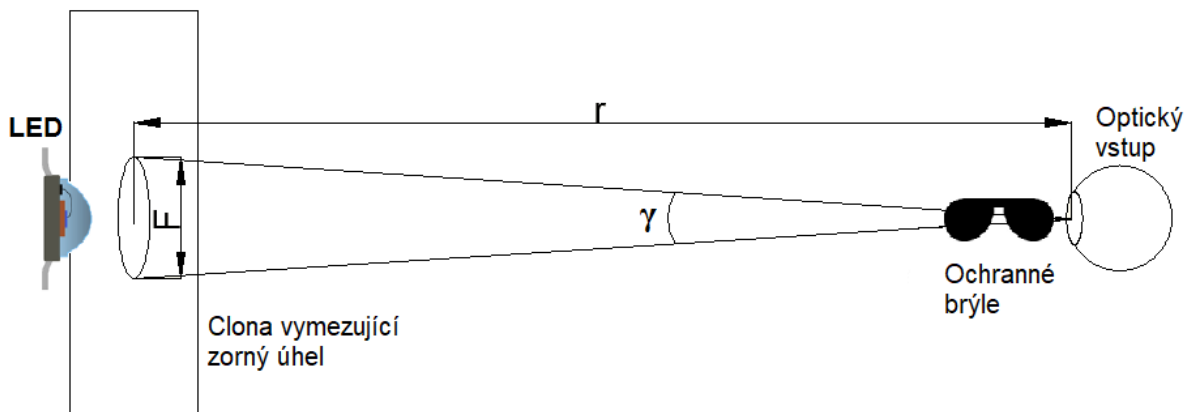
Pro některé aplikace ale nelze použít předchozí navrhovaná řešení, a proto je nutno použít ochranné pomůcky zraku. Tyto pomůcky musí být schopné odstínit nebezpečné záření, a to buď pohlcením, nebo odrazem. U bezpečnostních brýlí se míra jejich pohlcení udává pomocí hodnoty optické hustoty (*optical density* – OD). Hodnota optické hustoty označuje množství světla, které projde skrz bezpečnostní brýle. Například hodnota OD 1 propouští 10 % záření a hodnota OD 4 0,01 % záření. Čím vyšší hodnota OD, tím vyšší ochrana zraku. V praxi se používají i ochranné pomůcky s OD až 11 pro práci s lasery. Běžné hodnoty OD se pohybují od 3 do 6. Hodnota OD se vždy vztahuje ke konkrétnímu pásmu vlnových délek (oblast UV záření, modré světlo, zelené světlo, červené světlo, IR záření). Pokud by se měla hodnota OD vztahovat na všechny vlnové délky stejně, ochranné brýle by propouštěly málo záření a znesnadňovaly by chráněnému člověku rozpoznávání prostoru a předmětů. Z tohoto důvodu mají v určitém pásmu vlnových délek sníženou hodnotou OD, aby mohl chráněný člověk vidět. Hodnota OD v takovém případě dosahuje hodnoty okolo 1 [119].

Pokud by se chtěl člověk chránit i v běžném životě před nebezpečným zářením, zejména v modré oblasti, může použít oční nebo brýlové čočky s filtrem částečně blokujícím modré světlo. Ty sice trochu změny barevné spektrum dopadajícího záření na oko, zásadně ale neovlivní vnímání barev a prostoru, a proto mohou být použity při práci na PC, nakupování, na koncertu, při pobytu



ve venkovních prostorech nebo v jiných dalších místech, kde se očekává zvýšené nebezpečí modrého světla.

Aby se zjistilo, jak ovlivní bezpečnostní opatření hodnoty nebezpečí modrého světla, bylo provedeno následující měření. Pro měření byla použita LED 40 W s náhradní teplotou chromatičnosti 6500 K a 500 W projekční žárovka. Tyto dva zdroje byly změřeny a následně vyhodnoceny na nebezpečí modrého světla. Poté byly zdroje změřeny s brýlovým filtrem Essilor Crizal® Prevencia™ částečně blokujícím fialovou a modrou oblast záření a speciálními ochrannými brýlemi proti laserovému záření LSG09, které blokují UV a modrou oblast záření (OD 5) a IR oblast v rozmezí 800 až 1200 nm (OD 4). Ochranné brýle a brýlový filtr byly vloženy před optický vstup spektrometru, aby se zabránilo parazitním odrazům světla. Pro měření spektrálních průběhů, ze kterých byly počítány hodnoty pro vyhodnocení nebezpečí modrého světla, byl použit dvojitý monochromátor. Obrázek 68 ukazuje náčrt měřicí aparatury pro měření ochranných brýlí. Během měření byla použita clona pro vymezení zorného úhlu zdroje [119].



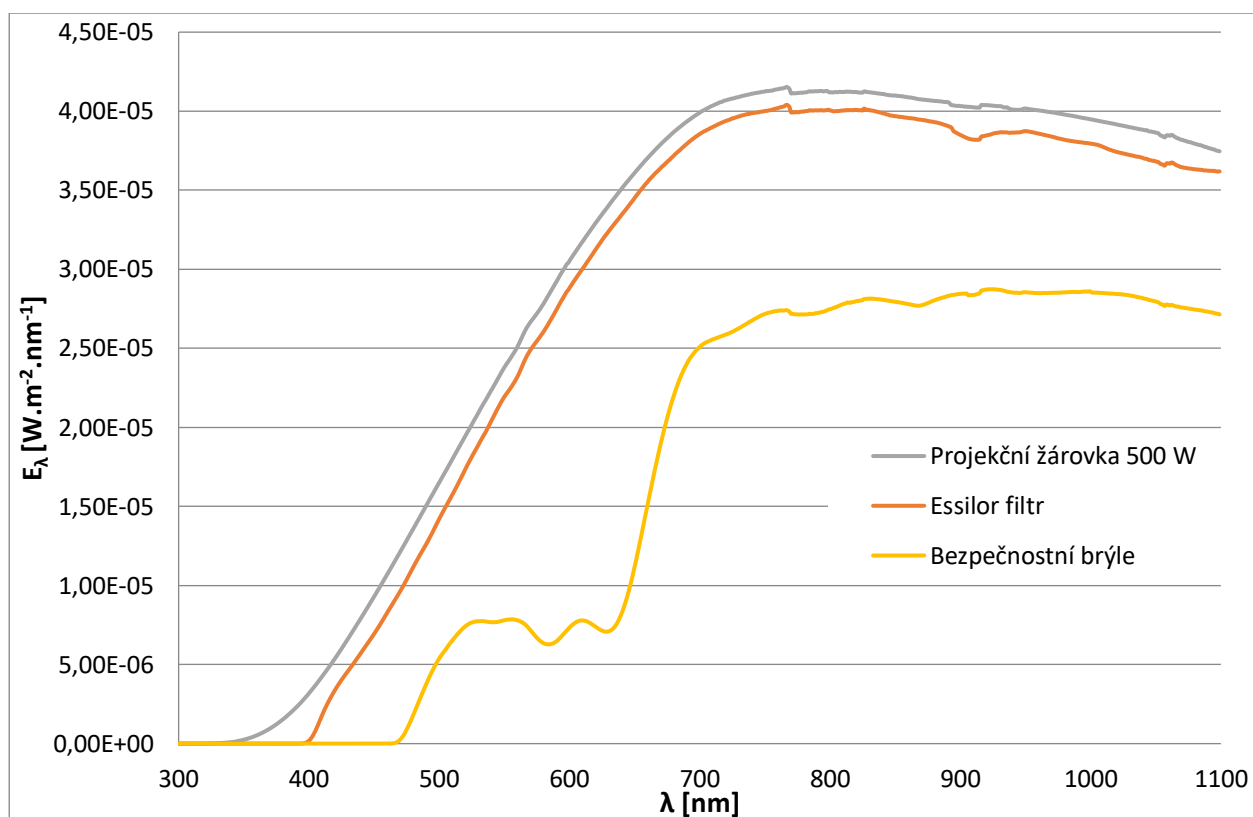
Obrázek 68 Měřicí aparatura pro měření s ochrannými brýlemi [119]

LED i žárovka se nechaly před měřením ustálit, aby se během měření neměnily jejich světelné parametry. Výsledky vypočtených a změřených údajů jsou uvedeny v tabulkách 43 a 44. První sloupec v těchto tabulkách je vzdálenost měření  $r_m$  v metrech, druhý sloupec je průměr LED nebo průměr plochy žárovkového vlákna  $F$  v metrech. Ve třetím sloupci je naměřená hodnota osvětlenosti  $E$  v lx. Čtvrtý sloupec je vypočtená hodnota pro intenzitu ozáření modrým světlem  $E_B$  ve  $W.m^{-2}$ . Pátý sloupec je vzdálenost  $r_{500\text{ lx}}$  v metrech, ve které zdroj vytváří srovnávací intenzitu 500 lx. Šestý sloupec je zorný úhel hodnoceného zdroje  $\gamma$  v rad pro místo s osvětleností 500 lx. V dalším sloupci se nachází vypočtené nebezpečí ozáření modrým světlem  $E_{B\ 500\text{ lx}}$  ve  $W.m^{-2}$  pro osvětlenost 500 lx. V předposledním sloupci je zář nebezpečí modrého světla  $L_B$  v  $W.m^{-2}.sr^{-1}$ . Poslední sloupec je hodnota, o kolik procent se snížilo nebezpečí modrého světla při použití filtru Essilor nebo laserových bezpečnostních brýlí [119].

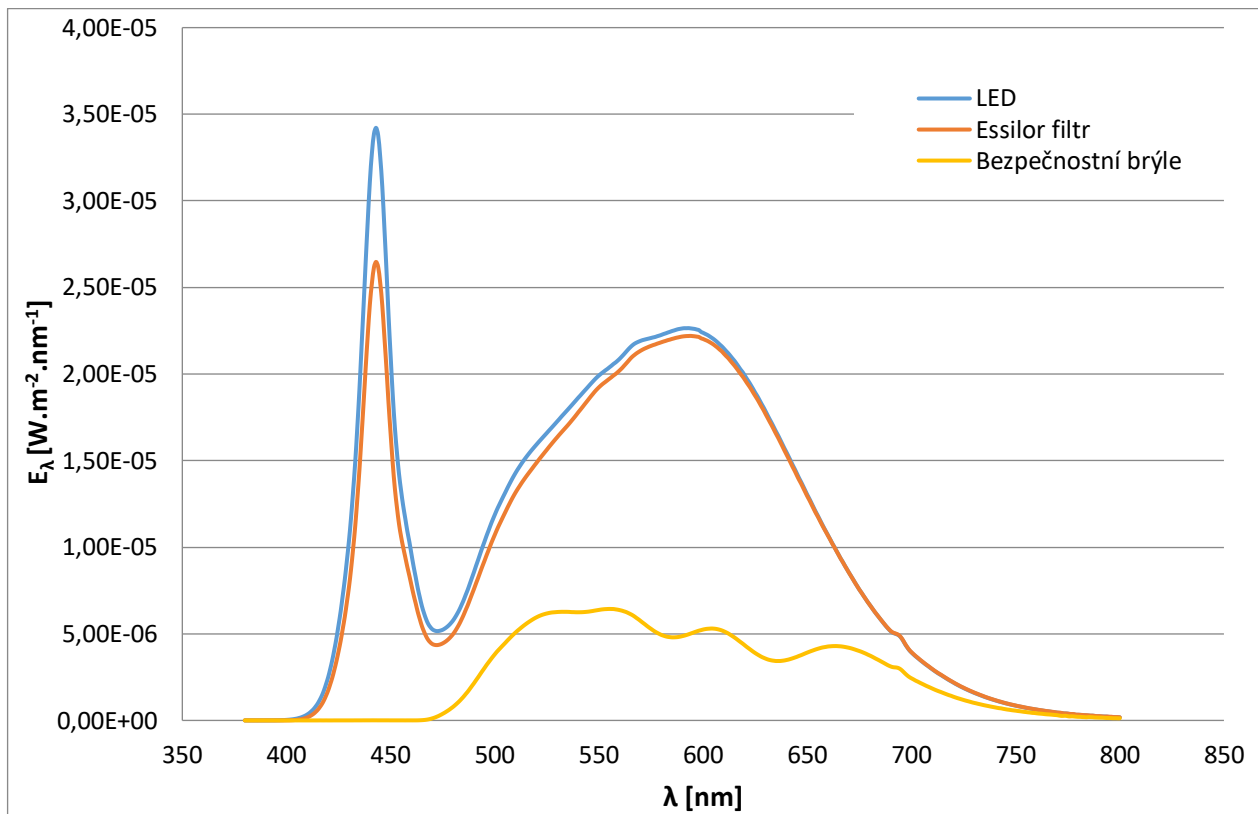


Tabulka 43 Naměřené a vypočtené hodnoty pro projekční žárovku 500 W [119]

	$r_m$	F	E	$E_B$	$r_{500 \text{ lx}}$	$\gamma_{500 \text{ lx}}$	$E_{B 500 \text{ lx}}$	$L_B$	$\Delta$
	[m]	[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[m]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
<b>Projekční žárovka 500 W</b>	0,364	0,007	18227	6,20	2,20	0,0032	0,170	21351	-
<b>Essilor filtr</b>	0,364	0,007	16838	4,64	2,11	0,0033	0,138	15998	25,07
<b>Bezpečnostní brýle</b>	0,364	0,007	5213	0,38	1,18	0,0060	0,037	1323	93,80



Obrázek 69 Naměřené spektrální průběhy pro žárovku 500 W bez filtru, s Essilor filtrem a s bezpečnostními brýlemi [119]



Obrázek 70 Naměřené spektrální průběhy pro LED 40 W bez filtru, s Essilor filtrem a s bezpečnostními brýlemi [119]

Tabulka 44 Naměřené a vypočtené hodnoty pro LED 40 W [119]

	$r_m$	F	E	$E_B$	$r_{500\text{ lx}}$	$\gamma_{500\text{ lx}}$	$E_{B\ 500\text{ lx}}$	$L_B$	$\Delta$
	[m]	[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[m]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
<b>LED 6500 K</b>	0,2	0,0166	13708	8,339	1,047	0,016	0,304	1542	-
<b>Essilor filtr</b>	0,2	0,0166	13209	6,577	1,028	0,016	0,249	1216	21,13
<b>Bezpečnostní brýle</b>	0,2	0,0166	3831	0,239	0,554	0,030	0,031	44,1	97,13

U obou zdrojů bylo vypočítáno nebezpečí modrého světla podle ČSN EN 62471. Z vypočtených hodnot pro klasickou žárovku je zřejmé, že nebezpečí modrého světla bylo sníženo o 25 % u filtru Essilor a o 94 % pomocí laserových bezpečnostních brýlí. U LED je z vypočtených hodnot zřejmé, že riziko modrého světla bylo sníženo o 21 % u filtru Essilor a o 97 % u bezpečnostních brýlí. Na obrázcích 69 a 70 jsou naměřené spektrální průběhy a z těchto obrázků je vidět, jak došlo ke změně spektrálního rozložení pomocí filtrů pro každý zdroj. Výsledky ukazují, že brýlové filtry jako Essilor Crizal® Prevencia™ by mohly být použity jako prevence při pozorování v běžných prostorech, jako jsou domácnosti, nákupní centra nebo kanceláře. Laserové ochranné brýle jsou vhodnější pro práci se světelnými zdroji v laboratořích nebo v továrnách, které vyrábějí světelné zdroje a svítidla [119].

## 8.10 Vliv konstrukčních parametrů LED na hodnoty fotobiologické bezpečnosti

Každý vyrobený světelný zdroj má odchylku elektrických a světelných parametrů od průměrné hodnoty pro vyráběný model. Tato odchylka musí být v určité toleranci a nesmí nabývat velkých

hodnot, jinak by vyrobený kus byl nekvalitní a nemohl se použít. Mezi sledované parametry, u nichž se zjišťují odchylky od normálové hodnoty, jsou světelný tok, příkon nebo náhradní teplota chromatičnosti. S příchodem LED se zavedlo i nové hodnocení vyrobených kusů LED - nové určení tolerance. Jelikož je výroba LED velmi náročný proces, při němž i velmi malé výrobní odchylky mohou vést k velkým odchylkám v elektrických a světelných parametrech, byla vytvořena metoda hodnocení LED pomocí BINů [131]. BIN jsou skupiny, do kterých se LED zařadí podle dominantních vlastností (svítivost, barevná teplota LED, napětí na PN přechodu). U jedné LED lze tak vytvořit velké množství BINů v závislosti na intervalu hodnocených parametrů jednotlivých BINů. Pokud se zvolí interval velmi úzký, skupin BINů bude velké množství a hodnocení LED velmi přesné. Pokud se zvolí naopak široký interval, skupin bude méně a hodnocení LED méně přesné. Pokud tedy výrobce vyrábí svítidla s velkým množstvím LED, nainstaluje do nich vždy LED stejného BINu. Pokud by to neudělal, rozdíly jasu nebo náhradních teplot chromatičnosti jednotlivých LED by byly okem viditelné a výsledné svítidlo špatně prodejné.

Kategorie BINu za určitých okolností může ovlivnit i výsledné hodnoty fotobiologické bezpečnosti. Výrobci LED uvádí hodnoty fotobiologické bezpečnosti pro průměrné LED bez ohledu na BINy. V případě jednočipových jednobarevných LED je důležité, na jaké vlnové délce je emitováno maximální záření. Jelikož výrobci LED nedovedou vyrobit zdroje s přesnou vlnovou délkou, může se stát, že v případě jedné výrobní sady LED může mít rozptyl i několik nm. Tento rozptyl pak může hrát velkou roli při vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti. Aby se zjistil vliv rozptylu vlnových délek, byla vytvořena simulace pro konkrétní LED, pro kterou se měnila ve výpočtu vrcholová hodnota maximální intenzity vždy o jeden nm. Pro každou novou vrcholovou hodnotu byl spektrální průběh hodnocen na fotobiologickou bezpečnost. Pro simulaci byly použity LED vyřazující na 375 nm, 400 nm, 425 nm, 440 nm, 520 nm a 635 nm.

Tabulka 45 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 375 nm

$\lambda$	r	E	$E_s$	$\Delta E_s$	$E_{UVA}$	$\Delta E_{UVA}$	$E_B$	$\gamma$	$L_B$	$\Delta L_B$	$L_R$	$\Delta L_R$
[nm]	[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
374	0,2	22,47	9,80E-04	3,80	12,30	0,20	0,238	0,055	100	-5,12	629	-10,73
375	0,2	22,62	9,44E-04	0,00	12,28	0,00	0,251	0,055	106	0,00	704	0,00
376	0,2	22,78	9,09E-04	-3,69	12,25	-0,23	0,265	0,055	112	5,88	791	12,30
377	0,2	22,95	8,75E-04	-7,27	12,22	-0,50	0,282	0,055	119	12,63	889	26,28
378	0,2	23,12	8,42E-04	-10,75	12,18	-0,80	0,302	0,055	127	20,38	1001	42,15
379	0,2	23,30	8,11E-04	-14,13	12,14	-1,15	0,324	0,055	136	29,28	1127	59,99

Tabulka 46 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 400 nm

$\lambda$	r	E	$E_s$	$\Delta E_s$	$E_{UVA}$	$\Delta E_{UVA}$	$E_B$	$\gamma$	$L_B$	$\Delta L_B$	$L_R$	$\Delta L_R$
[nm]	[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
399	0,2	32,10	3,52E-04	11,64	8,8	10,03	2,800	0,055	1179	-9,32	11797	-9,33
400	0,2	33,20	3,15E-04	0,00	8,0	0,00	3,088	0,055	1300	0,00	13010	0,00
401	0,2	34,40	2,79E-04	-11,49	7,1	-10,47	3,401	0,055	1432	10,12	14328	10,13
402	0,2	35,71	2,44E-04	-22,50	6,3	-20,93	3,738	0,055	1574	21,06	15752	21,07
403	0,2	37,13	2,12E-04	-32,85	5,5	-31,09	4,103	0,055	1728	32,85	17286	32,87
404	0,2	38,68	1,82E-04	-42,32	4,7	-40,60	4,493	0,055	1892	45,51	18933	45,52

Tabulka 47 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 425 nm

$\lambda$	r	E	$E_s$	$\Delta E_s$	$E_{UVA}$	$\Delta E_{UVA}$	$E_B$	$\gamma$	$L_B$	$\Delta L_B$	$L_R$	$\Delta L_R$
[nm]	[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
424	0,2	151	6,27E-06	21,82	0,166	22,74	16,04	0,055	6753	-1,53	67547	-1,53
425	<b>0,2</b>	<b>161</b>	<b>5,15E-06</b>	<b>0,00</b>	<b>0,136</b>	<b>0,00</b>	<b>16,29</b>	<b>0,055</b>	<b>6858</b>	<b>0,00</b>	<b>68598</b>	<b>0,00</b>
426	0,2	171	4,26E-06	-17,17	0,112	-17,68	16,51	0,055	6952	1,36	69529	1,36
427	0,2	184	3,54E-06	-31,17	0,092	-32,03	16,70	0,055	7034	2,56	70357	2,56
428	0,2	195	2,97E-06	-42,26	0,077	-43,26	16,88	0,055	7106	3,62	71078	3,62
429	0,2	208	2,49E-06	-51,68	0,064	-52,82	17,02	0,055	7169	4,53	71702	4,53

Tabulka 48 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 440 nm

$\lambda$	r	E	$E_s$	$\Delta E_s$	$E_{UVA}$	$\Delta E_{UVA}$	$E_B$	$\gamma$	$L_B$	$\Delta L_B$	$L_R$	$\Delta L_R$
[nm]	[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
439	0,2	172	1,65E-06	16,53	4,30E-02	16,12	7,469	0,055	3145	-0,06	31463	-0,06
440	<b>0,2</b>	<b>180</b>	<b>1,41E-06</b>	<b>0,00</b>	<b>3,70E-02</b>	<b>0,00</b>	<b>7,473</b>	<b>0,055</b>	<b>3147</b>	<b>0,00</b>	<b>31481</b>	<b>0,00</b>
441	0,2	189	1,21E-06	-14,72	3,17E-02	-14,55	7,470	0,055	3146	-0,04	31469	-0,04
442	0,2	198	1,03E-06	-27,07	2,72E-02	-26,68	7,460	0,055	3142	-0,17	31428	-0,17
443	0,2	207	8,92E-07	-36,93	2,37E-02	-36,11	7,443	0,055	3135	-0,39	31358	-0,39
444	0,2	217	7,74E-07	-45,33	2,07E-02	-44,09	7,420	0,055	3125	-0,70	31260	-0,70

Tabulka 49 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 520 nm

$\lambda$	r	E	$E_s$	$E_{UVA}$	$E_B$	$\gamma$	$L_B$	$\Delta L_B$	$L_R$	$\Delta L_R$
[nm]	[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
519	0,416	500	0,00	0,00	3,149E-03	0,0264	5,742	3,91	2279,7	0,02
520	<b>0,413</b>	<b>500</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>3,076E-03</b>	<b>0,0266</b>	<b>5,526</b>	<b>0,00</b>	<b>2279,4</b>	<b>0,00</b>
521	0,410	500	0,00	0,00	3,008E-03	0,0268	5,323	-3,67	2279,0	-0,02
522	0,407	500	0,00	0,00	2,945E-03	0,0270	5,131	-7,15	2278,7	-0,03
523	0,404	500	0,00	0,00	2,886E-03	0,0273	4,949	-10,45	2278,4	-0,04
524	0,400	500	0,00	0,00	2,831E-03	0,0275	4,776	-13,58	2278,0	-0,06

Tabulka 50 Vypočtené hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou 635 nm

$\lambda$	r	E	$E_s$	$E_{UVA}$	$E_B$	$\gamma$	$L_B$	$\Delta L_B$	$L_R$	$\Delta L_R$
[nm]	[m]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> ]	[rad]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[%]
634	0,2	206	0,00	0,00	1,513E-03	0,055	0,637	0,66	692,7	0,06
635	<b>0,2</b>	<b>199</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>1,503E-03</b>	<b>0,055</b>	<b>0,633</b>	<b>0,00</b>	<b>692,3</b>	<b>0,00</b>
636	0,2	192	0,00	0,00	1,494E-03	0,055	0,629	-0,65	691,9	-0,06
637	0,2	186	0,00	0,00	1,484E-03	0,055	0,625	-1,28	691,4	-0,13
638	0,2	179	0,00	0,00	1,475E-03	0,055	0,621	-1,90	690,9	-0,20
639	0,2	173	0,00	0,00	1,466E-03	0,055	0,617	-2,52	690,5	-0,27

Pro každou hodnocenou LED bylo vypočteno několik situací s různou vlnovou délkou pro maximální hodnotu spektrálního průběhu. V řádku tabulek psaném tučným písmem jsou hodnoty pro LED s vlnovou délkou, které by měly odpovídat správně vyrobené LED bez posunu maxima vlnové délky. V dalších řádcích jsou hodnoty pro LED s posunutým maximem vlnových

délek. Jelikož je pravděpodobnější výroba LED s posunutým maximem vyzařování k vyšším vlnovým délkám, bylo pro výpočet zvoleno vyhodnocení pro posuny maxima vyzařování o +1 nm, +2 nm, +3 nm a pro +4 nm. Byl také vybrán případ, kdy by maximum bylo posunuto ke kratším vlnovým délkám o -1 nm. Případy posunutí maxima vyzařování ke kratším vlnovým délkám jsou ale málo pravděpodobné, proto byl vybrán pouze tento jeden případ.

V tabulce 45 jsou vypočteny hodnoty pro LED s vrcholovou hodnotou vyzařování 375 nm. Z vypočtených hodnot je patrné, že jak se posouvá maximum vyzařování k vyšším vlnovým délkám, klesá nebezpečí UV záření pro oko a kůži a také nebezpečí krátkovlnného UV záření pro oko. Tato závislost je způsobena vzdalováním vyzařovaného spektra od 280 nm, kde se nachází maximum akčního spektra pro nebezpečí UV záření pro oko a kůži. Vyzařované spektrum hodnocených vlnových délek se také nachází v oblasti akčního spektra, které nemá velký vliv na vznik poranění způsobených UV záření. Nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice prudce roste (o desítky procent) s posouvajícím se maximem vyzařované energie k vyšším vlnovým délkám. Tato závislost je způsobena faktem, že maximum akčního spektra nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice se nachází na vlnových délkách 435 až 440 nm. S tím, jak se maximum vyzařovaného záření blíží k těmto vlnovým délkám, zvyšují se i tato dvě nebezpečí. Stejná závislost nastala i u LED s vrcholovou hodnotou vlnových délek 400 nm a 425 nm. Pro LED 400 nm byl nárůst nebezpečí modrého světla a tepelného poškození sítnice v řádu desítek procent, u LED 425 nm byl tento nárůst už jen v řádu jednotek procent. U LED s vrcholovou hodnotou vlnových délek 440 nm nastala podobná závislost pro oblast UV záření. Pro nebezpečí modrého světla a pro nebezpečí tepelného poškození sítnice ale nebezpečí klesalo se zvyšující se vrcholovou hodnotou vlnových délek o hodnoty v řádu několika procent. Tato závislost byla způsobena vzdalováním vrcholové hodnoty vlnových délek od vrcholové hodnoty akčního spektra pro nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice. LED s vrcholovými hodnotami na vlnových délkách 520 nm a 635 nm nevyzařovaly žádné záření v oblasti UV, proto nebyly v této kategorii hodnoceny. U těchto dvou LED nastaly stejné závislosti v oblasti nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice, kdy s rostoucí vlnovou délkou vrcholové hodnoty vyzařování klesaly hodnoty těchto dvou nebezpečí. Pro LED 520 nm byl tento pokles větší než 10 % a pro LED 635 nm byl tento pokles v jednotkách procent.

Z vypočtených hodnot vyplývá, že výrobní nejistoty LED mohou mít zásadní vliv na konečné hodnocení fotobiologické bezpečnosti výsledných produktů. Největší vliv byl zaznamenán pro LED vyzařující v UV spektru, kdy s rostoucí vrcholovou hodnotou vlnových délek prudce rostlo i nebezpečí modrého světla a nebezpečí tepelného poškození sítnice. Jelikož byly pro simulaci vybrány LED s příkonem okolo 10 W, vytvářené nebezpečí nenabývalo vysokých hodnot a LED byla zařazena do skupiny nebezpečí 1 – nízké nebezpečí. Pokud by měla být hodnocena LED s vyšším příkonem a větší vyzařovanou energií, může se stát, že rozdíly mezi jednotlivými vrcholovými hodnotami budou větší a mohou překročit i mez pro skupinu nebezpečí 2 – střední nebezpečí. Výrobci ale udávají hodnoty nebezpečí vždy pouze pro základní vrcholovou hodnotu vlnové délky. Simulace ale prokázala, že hodnoty nebezpečí se mohou zásadně lišit s posunem vrcholové hodnoty vlnových délek.

### **8.11 Nebezpečí modrého světla pro afakické a pseudofakické oko**

Kromě normálního (fakického) oka existuje i oko afakické. Afakie nastává, pokud se člověku chirurgicky odebere čočka, případně se člověk může narodit bez čočky nebo jeho čočka není schopná absorbovat UV záření. Sítnice takto postiženého člověka je náchylnější na poškození UV zářením, protože se v oku nenachází přirozený filtr UV záření, který by zabraňoval jeho

propustnosti až na sítnici. Jediný standard, nebo spíše doporučení, které obsahuje hodnocení bezpečnosti optického záření ve vztahu k lidem s afakii, je od ICNIRP, který řeší jak nebezpečí modrého světla pro zdravého jedince, tak pro člověka s afakii. Pro oba druhy nebezpečí ICNIRP stanovil mez ozáření  $1 \text{ MJ} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$  [52]. ICNIRP také doporučuje hodnotit děti do dvou let věku jinak než dospělého člověka, protože oko jejich propouští více UV záření na sítnici než u dospělých. Toto nebezpečí u kojenců vzrůstá s klesající vlnovou délkou až do 300 nm. Pro výpočty nebezpečí modrého světla by se pro děti do dvou let podle ICNIRP měla používat váhová funkce  $A(\lambda)$  a pro dospělého zdravého jedince se používá  $B(\lambda)$ . Jediný standard, který v českém prostředí pracuje s váhovou funkcí  $A(\lambda)$  je norma ČSN ISO 15004-2:2007, která se zabývá oftalmologickými přístroji a jejich bezpečným provozem zejména s ohledem na vyzařované optické záření. Použití váhové funkce  $A(\lambda)$  v tomto standardu je na místě, protože oftalmologický přístroj může být použit při operaci oka, při níž je vyjmuta čočka. Podle tohoto standardu ale nelze hodnotit zdroje pro všeobecné osvětlování a jejich bezpečnost ve vztahu k dětem do dvou let a lidem s afakii.

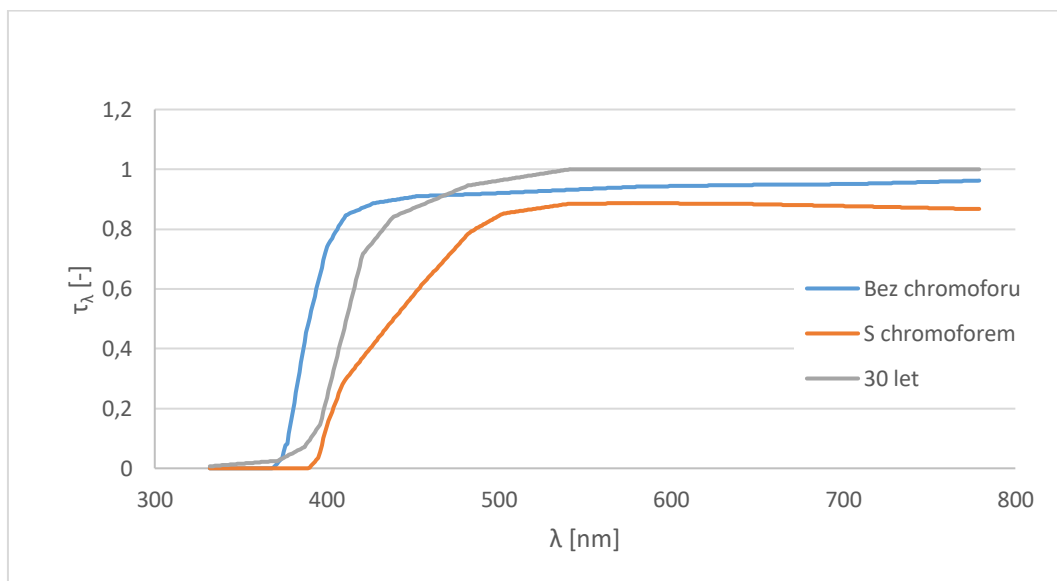
Žádný ze standardů nenavrhuje hodnocení nebezpečí modrého světla pro oko pseudofakické, které vzniklo chirurgickým odebráním přirozené čočky z důvodu jejího poškození nebo zákalu a jejím nahrazením za čočku umělou. Takové oko má jinou spektrální propustnost než oko zdravého člověka. Aby se dalo určit, jak se změní spektrální propustnost oka vlivem změny, je potřeba určit koeficient změny spektrální propustnosti čočky, který je určen poměrem spektrální propustnosti náhrady čočky a spektrální propustnosti zdravé čočky:

$$k_L(\lambda) = \frac{\tau_{IOL}(\lambda)}{\tau_{LENS}(\lambda)} \quad (-; -, -), \quad (8.19)$$

kde  $\tau_{IOL}(\lambda)$  je spektrální propustnost implantátu čočky a  $\tau_{LENS}(\lambda)$  je spektrální propustnost čočky zdravého člověka.

Jelikož se spektrální propustnost čočky mění v závislosti na věku, je potřeba stanovit optimální věk, pro který se bude dosazovat do vztahu spektrální propustnost zdravé čočky. CIE stanovila ve své technické zprávě CIE 170-1:2006 věk pro 2° pozorovatele na 32 let. Oko 32letého člověka je dostatečně vyvinuté a jeho vývoj je již ukončený, na rozdíl od oka dítěte. Zároveň se u tohoto pozorovatele ještě nezačal vyvíjet stařecký zákal, kterým bývá velmi často postiženo oko starých lidí. Spektrální propustnost čočky pro 32letého člověka není v žádné studii definována a nejbližší hodnota pro věk 30 let byla získána ze studie Artigase [4], která srovnává spektrální propustnost lidských čoček a jejich náhrad.

Pro výpočet koeficientu změny spektrální propustnosti čočky je nutné znát i spektrální propustnost implantátu čočky. Implantáty mají většinou spektrální propustnost podobnou jako čočka zdravého člověka. Někdy mohou mít ale filtr proti modrému světlu, který jej částečně blokuje, aby zabránil degeneraci makuly (viz kapitola 3.2.1). Spektrální propustnosti implantátů čočky jsou pro výpočty převzaté ze studie Owcareka a kol. [87], která se zabývá intraokulárními náhradami čoček. Pro výpočty byly vybrány dva typy náhrad čoček a to s chromoforem – varianta s filtrem částečně blokujícím modré světlo, a bez chromoforu – čirá varianta náhrady. Použitá data jsou zobrazena v grafickém znázornění na obrázku 71.



Obrázek 71 Spektrální propustnost čočky zdravého člověka o stáří 30 let [4] a implantátů čočky pro verzi s chromoforem a bez chromoforu [87]

Nebezpečí optického záření se také může změnit použitím kontaktních čoček nebo brýlí. U těchto optických pomůcek se ale nepředpokládá, že by nebezpečí mohly zvyšovat, protože mají určité spektrální vlastnosti, kdy částečně optické záření na některých vlnových délkách odrazí a absorbují a částečně jej propustí do oka. O měření a snižování nebezpečí modrého světla použitím brýlí pojednává kapitola 8.9.

Pokud se hodnotí nebezpečí modrého světla pro oko zdravého člověka, hodnotí se podle vztahů uvedených v kapitolách 6.3.3 a 6.3.4., které jsou součástí mezinárodních standardů pro hodnocení fotobiologické bezpečnosti:

$$L_{B-Z} = \sum_{300}^{700} L_\lambda(\lambda) \cdot B(\lambda) \cdot \Delta\lambda \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{nm}^{-1}, -, \text{nm}) \quad (8.20)$$

$$E_{B-Z} = \sum_{300}^{700} E_\lambda(\lambda) \cdot B(\lambda) \cdot \Delta\lambda \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, -, \text{s}, \text{nm}). \quad (8.21)$$

Nebezpečí pro afakické oko je definováno pouze ve zprávě ICNIRP [52] a vypočte se podle vztahu:

$$L_{B-A} = \sum_{300}^{700} L_\lambda(\lambda) \cdot A(\lambda) \cdot \Delta\lambda \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{nm}^{-1}, -, \text{nm}). \quad (8.22)$$

Nebezpečí pro pseudofakické oko není definováno v žádném standardu ani technické zprávě. Pro výpočet byl v rámci práce vytvořen vzorec, který je podobný vztahu pro oko zdravého jedince, jen je do něj implementován koeficient zohledňující změnu spektrální propustnosti transplantované čočky vůči přirozené čočce:

$$L_{B-P} = \sum_{300}^{700} L_\lambda(\lambda) \cdot k_L(\lambda) \cdot B(\lambda) \cdot \Delta\lambda \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{nm}^{-1}, -, -, \text{nm}). \quad (8.23)$$

Pro vytvoření poškození sítnice byla vypočtena mez  $1 \text{ MJ.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}$ , která je uvedena jak ve zprávě ICNIRP, tak i v normě ČSN EN 62471. ICNIRP tuto mez doporučuje použít i pro hodnocení nebezpečí modrého světla pro afakické oko. Jelikož se tato hodnota vztahuje k poškození sítnice, lze ji tak použít i pro výpočet nebezpečí modrého světla pro pseudofakické oko. Pokud se tedy převezme hodnocení světelných zdrojů pro mez vyzařování  $1 \text{ MJ.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}$ , měly by platit stejné limity pro jednotlivé skupiny nebezpečí, jako je tomu v ČSN EN 62471. Limity jsou uvedené v tabulce 51.

Tabulka 51 Limity pro skupiny nebezpečí dle ČSN EN 62471

Skupina nebezpečí	Maximální doba expozice	Limit vyzařování
Vyjmuté zdroje (RG0)	10000 s	$100 \text{ W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}$
Nízké nebezpečí (RG1)	100 s	$10000 \text{ W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}$
Střední nebezpečí (RG2)	0,25 s	$4000000 \text{ W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}$
Vysoké nebezpečí (RG3)	< 0,25 s	$> 4000000 \text{ W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}$

Pokud se uvažuje hodnocení zdrojů podle metodiky hodnocení nebezpečí modrého světla, mohou jednotlivé zdroje dosahovat různých nebezpečí z pohledu hodnocení nebezpečí pro oko zdravého jedince nebo pro člověka s afakickým nebo pseudofakickým okem. Obecně se předpokládá při porovnání váhových funkcí, že nebezpečí se zvýší v oblasti UV záření a modrého a fialového světla pro oko afakické ve srovnání se zdravým okem. Aby se zjistilo, jak se změní hodnocení jednotlivých světelných zdrojů, byl vytvořen výpočet pro LED 10 W, které vyzařují různá spektra. Byly hodnoceny LED s vrcholovými hodnotami 375 nm, 400 nm, 425 nm, 440 nm a LED s náhradními teplotami chromatičnosti 3000 K a 6500 K, které měly základ v modrém čipu, a byl také použit LED retrofit 14 W s náhradní teplotou chromatičnosti 5600 K, který měl základ ve fialovém čipu. LED byly hodnoceny z hlediska nebezpečí modrého světla pro oko dospělého člověka, z hlediska nebezpečí modrého světla pro afakické oko a pro oko pseudofakické s transplantovanou náhradou čočky s chromoforem a bez chromoforu.

Tabulka 52 Porovnání hodnocení nebezpečí modrého světla pro oko zdravého dospělého člověka, pro oko afakické a pseudofakické

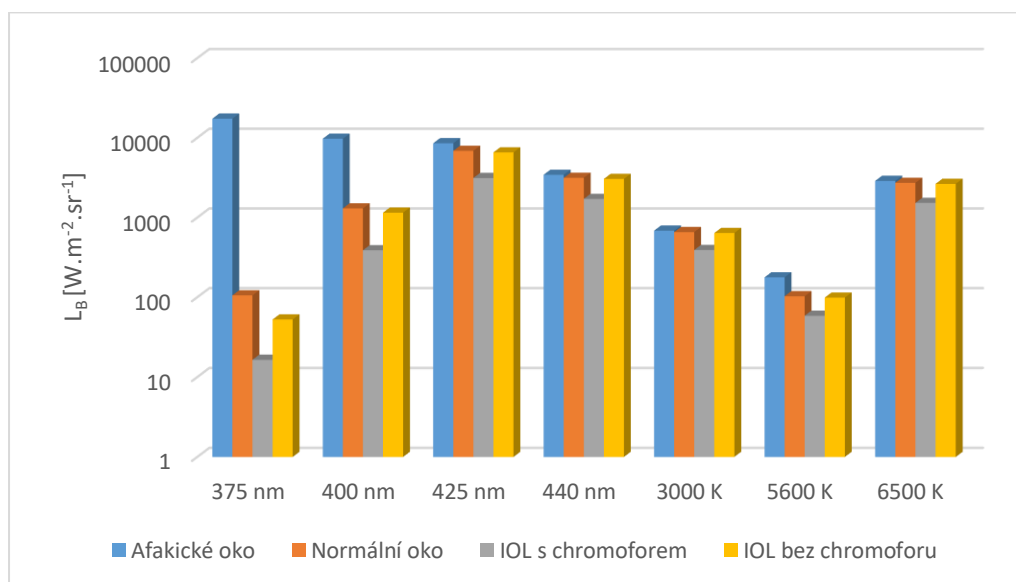
LED	$r$	$E$	$L_B$	$L_{B-A}$	$\Delta$	$L_{B-P}$ s chromof.	$\Delta$	$L_{B-P}$ bez chromof.	$\Delta$
	[m]	[lx]	$[\text{W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}]$	$[\text{W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}]$	[%]	$[\text{W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}]$	[%]	$[\text{W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}]$	[%]
375 nm	0,2	23	106	17389	+16371	16	-84	53	-50
400 nm	0,2	33	1300	9742	+649	388	-70	1151	-11
425 nm	0,2	161	6858	8555	+24	3132	-54	6568	-4,2
440 nm	0,2	180	3147	3436	+9,1	1711	-46	3053	-3,0
3000 K	0,661	500	656	684	+4,2	391	-40	640	-2,5
5600 K	0,623	500	103	178	+72	58	-43	99	-3,8
6500 K	0,72	500	2719	2883	+6,0	1525	-44	2643	-2,8

V tabulce 52 se nachází vypočtené hodnoty nebezpečí modrého světla pro oko zdravého dospělého člověka  $L_B$ , pro afakické oko  $L_{B-A}$  a pro oko pseudofakické s dvěma typy náhrad čočky. Pro afakické a pseudofakické oko byly vypočteny odchylky nebezpečí modrého světla od hodnoty



pro dospělého člověka. Z porovnaných hodnot z tabulky 52 vyplývá, že největší odchylka nastala pro nebezpečí modrého světla v oblasti UV záření pro LED 375 nm (tisíce procent) a pro LED 400 nm (stovky procent). Velká odchylka (o víc jak 70 %) nastala i u LED se základem ve fialové oblasti spektra. Pro dospělého člověka by pohled do těchto tří LED nemusel představovat závažný problém, ale v případě člověka s afakii by mohlo dojít k poškození sítnice při delším pohledu. Pokud by se tedy převzalo hodnocení skupin nebezpečí modrého světla pro oko dospělého člověka i pro afakické oko, LED 375 nm by byla hodnocena jako zdroj se středním nebezpečím, při jehož použití je potřeba užívat ochranné pomůcky zraku. U bílých LED se základem modré oblasti spektra (3000 K a 6500 K) nebyly rozdíly ve vypočtených hodnotách nebezpečí modrého světla tak velké, jako v případě UV LED. Pokud se porovnají hodnoty vypočtené pro pseudofakické oko s náhradou čočky, tak se nebezpečí modrého světla sníží vlivem spektrální propustnosti transplantátu. Největší pokles nebezpečí oproti oku zdravého člověka je zaznamenán pro zdroje, které ve svém spektru obsahují velkou část UV záření a modrého světla a jsou hodnoceny pro pseudofakické oko s náhradou čočky s filtrem blokujícím modré světlo. Při čiré náhradě není snížení nebezpečí modrého světla tak značné jako v modré oblasti spektra, jak tomu bylo při předchozí variantě. V oblasti UV záření ale dochází ke snížení nebezpečí modrého světla až o 50 %.

Předchozí porovnání dokázalo, že by světelné zdroje měly být hodnoceny jak na nebezpečí modrého světla pro dospělého člověka, tak i na nebezpečí modrého světla pro afakické oko a oko pseudofakické s implantovanou náhradou. U světelných zdrojů s bílým světlem nejsou rozdíly mezi výpočetními metodami hodnocení nebezpečí modrého světla velké (v řádu procent). Velké rozdíly ale nastávají v oblasti UV záření, kdy mohou dosahovat v nárůstu nebezpečí o tisíce procent pro oko afakické nebo velký pokles nebezpečí pro implantované čočky. Na obrázku 72 je grafické porovnání vypočtených hodnot pro hodnocené zdroje a různá nebezpečí.



Obrázek 72 Grafické srovnání nebezpečí modrého světla podle vyhodnocení pro afakické, normální a pseudofakické oko

## 8.12 Změna nebezpečí modrého světla v závislosti na věku

Jak bylo zmíněno v kapitole věnující se spektrální propustnosti oka (3.2.1), propustnost lidského oka se mění v závislosti na věku člověka. V dětském věku oko částečně propuští vlnové délky v oblasti UV záření, a to okolo 300 nm. Ve vyšším věku se oko stává hůře propustným

pro vlnové délky v oblasti modrého a fialového záření, protože se tvoří zákal v čočce a oko tím pádem hůře vidí modré odstíny barev a člověk postižený zákalem může mít i problémy s orientací v prostoru. Na druhou stranu je ale sítnice díky zákalu chráněna před modrým světlem, které jednak způsobuje degeneraci makuly, a které také způsobuje při intenzivním ozáření patologické změny v tkáni sítnice. Jelikož v žádném standardu není definován věk, pro který se vztahují meze ozáření nebo váhové funkce, je tak problematické určit v jakém stáří člověka může modré světlo, případně UV záření způsobit patologické poškození sítnice nebo pro který věk jsou tyto hodnoty ještě bezpečné. Hodnoty, které jsou uvedené ve standardech, byly získány experimenty na živé tkáni opic [14][28][46]. Provedení podobných experimentů na živé tkáni člověka by bylo neetické, jelikož by mohlo vést k trvalému poškození sítnice. Hodnoty ve standardech jsou tedy uvedené bez vazby na věk. Pokud by se přijal fakt, který byl uvedený v předchozí kapitole, že hodnoty jsou udávány pro oko pozorovatele, jehož zrakový systém ještě není zatížen nemocemi spojenými se stářím, ale zároveň jeho vývoj je již ukončen, tak optimální věk, kterému by odpovídaly normované hodnoty, by byl 32 let (viz 8.11). Díky tomuto předpokladu a také znalosti změny spektrální propustnosti oka člověka, je možné vypočítat závislost změny nebezpečí modrého světla v průběhu života člověka.

Vztahy pro výpočet změny spektrální propustnosti člověka v průběhu jeho života jsou definované v CIE 203:2012 [17] a v práci jsou uvedené v kapitole 3.2.1. Pro výpočet nebezpečí modrého světla, v závislosti na věku člověka, je potřeba vytvořit vztah, který tento fakt bude zohledňovat. Vztah vychází ze vztahu pro nebezpečí modrého světla a je rozšířen o koeficient  $k_{\text{věk}}(a, \lambda)$ , zohledňující změnu spektrální propustnosti podle věku:

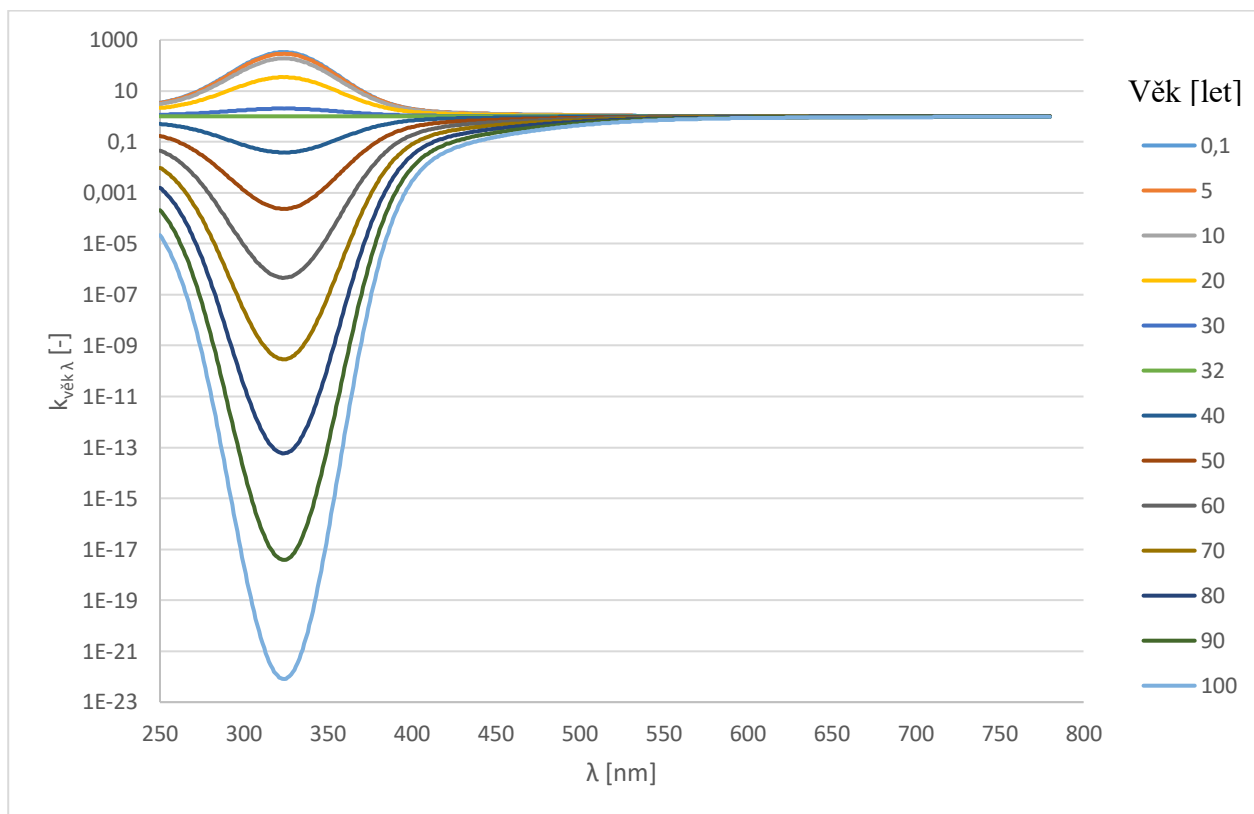
$$L_{B-\text{věk}} = \sum_{300}^{700} L_{\lambda}(\lambda) \cdot k_{\text{věk}}(a, \lambda) \cdot B(\lambda) \cdot \Delta\lambda \quad (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{nm}^{-1}, -, -, \text{nm}) \quad (8.24)$$

Koeficient  $k_{\text{věk}}(a, \lambda)$ , vychází ze spektrální propustnosti oka, vypočtenou pro věk 32 let a spektrální propustnosti pro hodnocený věk a vypočte se podle:

$$k_{\text{věk}}(a, \lambda) = \frac{\tau(a, \lambda)}{\tau(32, \lambda)} \quad (-; -, -), \quad (8.25)$$

kde  $\tau(a, \lambda)$  je spektrální propustnost pro hodnocený věk  $a$  a  $\tau(32, \lambda)$  je spektrální propustnost pro věk 32 let.

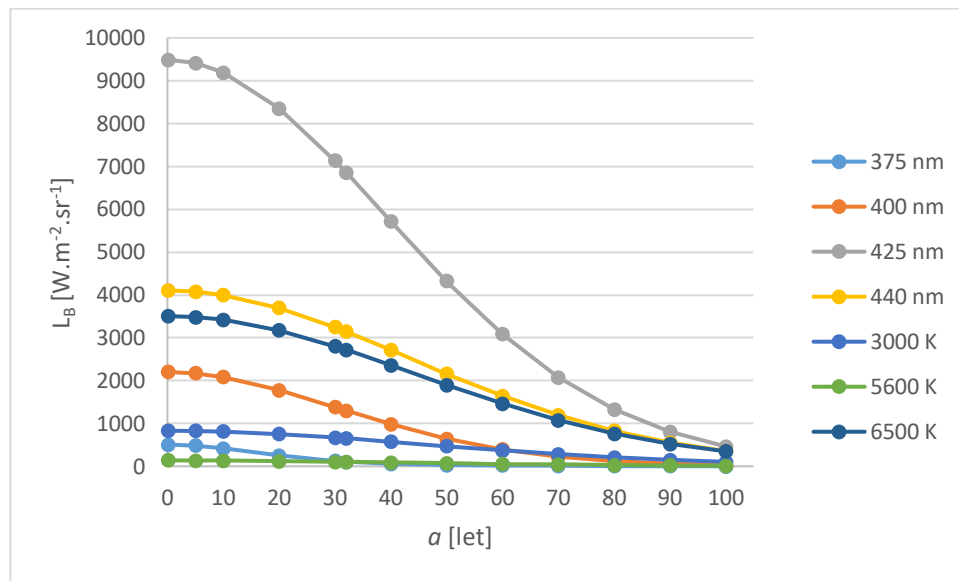
Pro zjištění změny hodnot nebezpečí modrého světla v závislosti na věku byly využity hodnoty naměřené pro výpočty v předchozí kapitole pro LED s vrcholovými hodnotami 375 nm, 400 nm, 425 nm, 440 nm a bílé LED náhradními teplotami chromatičnosti 3000 K, 5600 K a 6500 K. LED 3000 K a 6500 K měly základ v modré části spektra, LED 5600 K měla základ ve fialové části spektra. Hodnoty nebezpečí modrého světla v závislosti na věku byly vypočteny podle předchozích vztahů a jsou znázorněné a tabulce 53 a na obrázku 74.



Obrázek 73 Grafické znázornění koeficientu zohledňující podíl spektrální propustnosti oka různě starých osob a osoby, která má 32 let

Tabulka 53 Vypočtené hodnoty nebezpečí modrého světla v závislosti na věku exponovaných osob

Zdroj LED	375 nm	400 nm	425 nm	440 nm	3000 K	5600 K	6500 K
$r$ [m]	0,2	0,2	0,2	0,2	0,661	0,623	0,72
$E$ [lx]	23	33	161	180	500	500	500
Věk [let]	$L_{B-věk}$ [ $W \cdot m^{-2} \cdot sr^{-1}$ ]						
0,1	510	2202	9488	4103	831	138	3506
5	485	2171	9413	4076	826	137	3484
10	421	2083	9191	3997	812	133	3419
20	250	1778	8355	3697	757	122	3173
30	123	1382	7132	3249	675	106	2804
32	106	1300	6858	3147	656	103	2719
40	59	984	5724	2715	576	89	2361
50	31	645	4325	2161	471	71	1898
60	18	393	3082	1641	371	55	1460
70	11	225	2076	1191	281	41	1077
80	6	122	1325	828	207	30	764
90	4	63	804	552	148	22	525
100	2	31	465	355	104	15	350



Obrázek 74 Grafický průběh vypočtené závislosti nebezpečí modrého světla na věku exponovaných osob

Z vypočtených hodnot a z grafického průběhu vyplývá, že nebezpečí modrého světla klesá podle očekávání s věkem, a tím pádem i propustností oka. Největší rozdíl ve vypočtených hodnotách nastává pro zdroje vyzařující zejména v UV oblasti a fialové části spektra. V nízkém věku je oko člověka pro toto záření dobře propustné a v důsledku toho může být oko vystaveno velkému nebezpečí od těchto zdrojů. S přibývajícím věkem nebezpečí ze strany těchto zdrojů klesá a zdroje, které by v dětském věku byly hodnocené jako zdroje s nízkým nebezpečím (RG1), se tak stávají bezpečnými a jsou hodnocené jako zdroje vyjmuté (RG0).

Pokud se vezme v úvahu předpoklad, že výpočet a mez ozáření uvedené v normě ČSN EN 62471 jsou pro dospělého člověka ve věku 32 let, tak z vypočtených hodnot vyplývá, že se riziko poškození modrým světlem s klesajícím věkem exponované osoby velmi zvyšuje. Největší rozdíl nastal pro UV LED 375 nm a kojenecký věk (0,1 roku) a pohyboval se okolo 300 %. Pro bílé LED rozdíl nebyl tak velký. Největší rozdíl u bílých LED nastal pro LED s náhradní teplotou chromatičnosti 5600 K, která měla základ ve fialové části spektra. Tento rozdíl byl okolo 30 % pro kojenecký věk. Pro LED se základem v modré oblasti spektra a náhradní teplotou chromatičnosti 3000 K a 6500 K byl tento rozdíl okolo 25 % pro kojenecký věk. U vyššího věku dochází k výraznému poklesu hodnot nebezpečí modrého světla oproti hodnotám ve věku 32 let. Ve věku 100 let dochází k poklesu nebezpečí modrého světla pro hodnocené zdroje o 80 až 100 %.

Z vypočtených hodnot je patrný vliv spektrální propustnosti oka na vypočtené hodnoty. Pokud by platil původní předpoklad, že hodnoty nebezpečí modrého světla vypočtené podle ČSN EN 62471 jsou platné pro člověka, který ve věku okolo 32 let, tak by vypočtené hodnoty podle tohoto standardu pro lidi s vyšším věkem znamenaly limit bezpečí. U toho limitu je ještě určitá rezerva, která se s vyšším věkem zvyšuje. Pokud by se měly hodnotit zdroje na nebezpečí modrého světla z pohledu osob mladších 32 let, tak by hodnoty vypočtené podle normativního postupu byly podhodnocené. ICNIRP například doporučuje hodnotit oko kojenců jako oko afakické. Pokud se porovnají hodnoty vypočtené z předchozí kapitoly pro afakické oko a pro oko kojence (věk 0,1 roku) vypočtené podle vzorce pro nebezpečí modrého světla, uvedené v této kapitole, lze vidět velké rozdíly. Při výpočtu nebezpečí modrého světla pro afakické oko a UV zdroje (LED 375 a 400 nm) jsou vypočtené hodnoty několikrát vyšší než při výpočtu pro nebezpečí modrého světla a kojenecký věk. Je to způsobené vlivem akčního spektra nebezpečí modrého světla pro afakické

oko, které stanovuje hodnotám v UV oblasti násobící koeficient 6. Díky tomu jsou hodnoty v UV oblasti přepočtené na mnohem vyšší nebezpečí, než je tomu u oka zdravého jedince. Pokud se hodnoty přepočtou podle spektrální propustnosti oka, hodnoty nebezpečí modrého světla nevychází tak vysoké a mají lepší vazbu na fyziologii oka a jsou reálnější než hodnoty pro afakické oko. Jediným úskalím této výpočetní metody je předpoklad, že hodnoty vypočtené podle normy ČSN EN 62741 se vztahuje k věku 32 let. Aby se zjistilo, jestli je tento předpoklad správný, musely by být provedeny experimenty na opicích, kdy by různě staré opice byly exponovány zářením a kdy by se zjišťoval rozsah poškození jejich sítnice. Pro různé stáří opic by mohla být stanovená akční spektra a z nich by se dal vypočíst vztah mezi mírou poškození sítnice optickým zářením a věkem.

### 8.13 Čáry vyzařování pro nebezpečí modrého světla

Čáry (někdy i křivky) svítivosti jsou jedním ze základních parametrů svítidel a světelných zdrojů. Graficky popisují, jak svítící objekty vyzařují do prostoru. Pomocí čar svítivosti lze ve speciálních simulačních programech vytvořit grafický návrh osvětlovacích soustav a vytvořit si model osvětlení pro konkrétní místnost. Čáry svítivosti se získávají měřením na goniofotometru, což je zařízení, které otáčí měřeným svítidlem ve dvou osách. Podle doporučení CIE se používají poloroviny A- $\alpha$ , B- $\beta$  a C- $\gamma$ . Poslední jmenovaný postup je nejpoužívanější a jeho osa je kolmá k hlavní vyzařovací ploše svítidla. Podle způsobu vyzařování se pak měří i svítidlo. Pokud svítidlo svítí pouze do jedné poloroviny vyzařování, je měřeno na goniofotometru. Pokud svítí do celého prostoru, je nutno jej změřit v celém prostoru vyzařování. Výsledkem měření jsou pak čáry svítivosti. Svítivost v čarách je vypočtena pro normalizovaný světelný zdroj o světelném toku 1000 lm a to tak, aby křivky svítivosti nebyly závislé na světelném toku svítidla. Kromě goniofotometru, který otáčí svítidlo během měření, se při měření používá ještě luxmetr, který vyhodnocuje osvětlenost. Z naměřené hodnoty osvětlenosti a z měřené vzdálenosti mezi svítidlem a luxmetrem se pak vypočte svítivost pomocí fotometrického zákona.

Fotobiologická bezpečnost svítidel nebo světelných zdrojů se vyhodnocuje převážně v přímém směru vyzařování nebo v místě, kde svítidlo nebo světelný zdroj vyzařují nejvíce optického záření. Tím, jak se pozorovatel kolem svítidla pohybuje, se mění i hodnoty vyzařování podle čar svítivosti a mění se i možné nebezpečí, kterému může být pozorovatel vystaven. V přímém směru vyzařování je většinou nebezpečí nejvyšší. Pokud se pozorovatel dívá na svítidla pod úhlem, nebezpečí se většinou sníží. Práce se snaží zjistit, jak se bude měnit nebezpečí při pohledu pod úhlem na svítící svítidlo. Čáry vyzařování mohou sloužit k rozlišování různých druhů nebezpečí. V podstatě každé nebezpečí by šlo popsat pomocí křivek vyzařování. K určení těchto čar je potřeba goniofotometrické měření, které je podobné měření čar svítivosti. Rozdíl mezi určením čar svítivosti svítidel a čar vyzařování pro nebezpečí optického záření spočívá v použitém fotodetektoru. Při měření křivek svítivosti je použit luxmetr, který vyhodnocuje osvětlenost. V případě čar vyzařování pro nebezpečí optického záření je nutno použít buď detektor kalibrováný pro vyhodnocování jednoho druhu nebezpečí, nebo spektroradiometr, který změří spektrální průběh intenzity ozáření. Z těchto dvou metod měření dat pro vyhodnocování nebezpečí optického záření se jeví použití spektroradiometru jako lepší varianta, kdy ze spektrálního průběhu intenzity ozáření lze spočítat všechny druhy nebezpečí.

Jako příklad vyhodnocení čar vyzařování bylo vybráno stanovení čar vyzařování pro nebezpečí modrého světla konkrétního svítidla. Pro měření bylo vybráno lištové svítidlo od firmy Halla a.s. Tulpi 74-600W-10GJE/840 W, které obsahuje LED s příkonem 42,9 W, s náhradní teplotou chromatičnosti 4000 K a světelným tokem 4830 lm. Součástí konstrukce svítidla, které bylo při měření nainstalováno na goniofotometr, je i reflektor k usměrnění

vyzařovaného světelného toku LED. Jelikož svítidlo bylo symetrické ve dvou osách v polovině C, stačilo změřit pouze jednu polohu v této polovině. V polovině  $\gamma$  bylo svítidlo měřeno po  $5^\circ$ , a to od  $0^\circ$  do  $90^\circ$ . Vyšší hodnoty nebylo nutno měřit, protože v těchto polohách svítidlo nevydávalo žádné záření. Při měření spektrálních průběhů byl použit spektrometr Jeti specbos 1211UV, který umožňuje rychlá měření. Pro porovnání byl využit jasový analyzátor LDA – LumiDISP, což je digitální fotoaparát, který je kalibrován pro fotometrická měření. S pomocí softwarového prostředí se stává dobrým nástrojem pro vyhodnocování jasu, kontrastu, oslnění a dalších fotometrických měření. Při vyhodnocování křivek záře sloužil jako kontrolní porovnávací přístroj, kdy porovnávaná jednotka byl jas, který je vlastně ekvivalentní jednotkou záře. Svítidlo bylo hodnoceno podle dvou zorných polí – 0,1 a 0,011 rad. Při měření pomocí spektrometru bylo zorné pole vytvořeno pomocí kruhové clony. Jelikož je digitální fotoaparát kalibrován nejen na jas, ale i prostorový úhel, bylo v programovém prostředí LDA – Lumidisp zorné pole vytvořeno pomocí kruhového detektoru s nastaveným prostorovým úhlem. Dále byl využit simulační program ANSYS SPEOS, ve kterém byla vytvořena simulace měření svítidla na goniofotometru. Jako vstupní data pro simulaci byla využita RAY data vyzařování svítidla do prostoru. Jako detektor vyzařování byl použit *Irradiance Sensor*, který vyhodnocoval osvětlenost. Zorné pole bylo vytvořeno pomocí clony, která byla vytvořena pro simulaci. Simulace byla vytvořena pro zorná pole 0,011 rad a 0,1 rad, kdy se u těchto dvou simulací změnil pouze průměr otvoru clony.

Menším problémem se při měření křivek vyzařování jeví stanovení zorného úhlu svítidla. Jelikož se svítidlo natáčelo a zorný úhel se měnil, bylo zapotřebí brát tento fakt v úvahu při vyhodnocování. Pro určení zorného úhlu svítidla byly použity dvě varianty. První varianta byla varianta fyzická, při které bylo zorné pole vymezeno clonou pro zorný úhel 0,1 rad a pro 0,011 rad. Druhou variantou bylo využití jasové analýzy, pomocí které se vytvořil prostorový úhel zorného pole v jasovém snímku.

Aby se vypočítaly hodnoty záře nebezpečí modrého světla i z jasové analýzy a simulace, byla vypočtena převodní konstanta  $k_B$ , která se dá použít pro přepočítání hodnot jasu na zář nebezpečí modrého světla. Hodnota  $k_B$  byla vypočtena ze spektrometrického měření pro každou měřenou polohu svítidla. Protože spektrum vyzařování svítidel se může částečně měnit s různými úhly pohledu,  $k_b$  se vypočte podle:

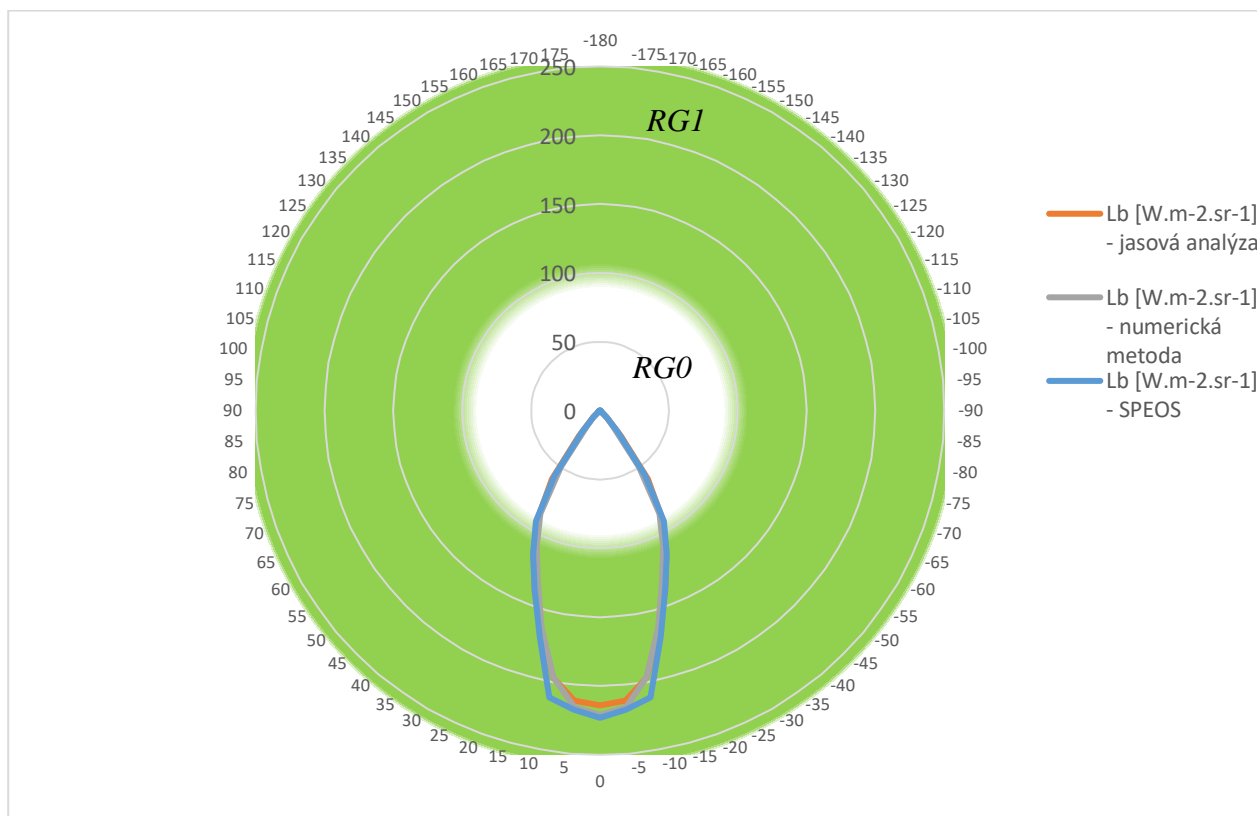
$$k_B(\gamma) = \frac{L(\gamma)}{L_B(\gamma)} \quad (\text{lm.W}^{-1}; \text{cd.m}^{-2}, \text{W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}), \quad (8.26)$$

kde  $L(\gamma)$  je jas naměřený spektrometrem,  $L_B$  je zář nebezpečí modrého světla.

Pro výpočet záře nebezpečí modrého světla pro hodnoty naměřené jasovou analýzou a pro hodnoty získané simulací byl použit následující vztah:

$$L_{B-LDA} = k_B \cdot L_{LDA} \quad (\text{W.m}^{-2}.\text{sr}^{-1}; \text{lm.W}^{-1}, \text{cd.m}^{-2}), \quad (8.27)$$

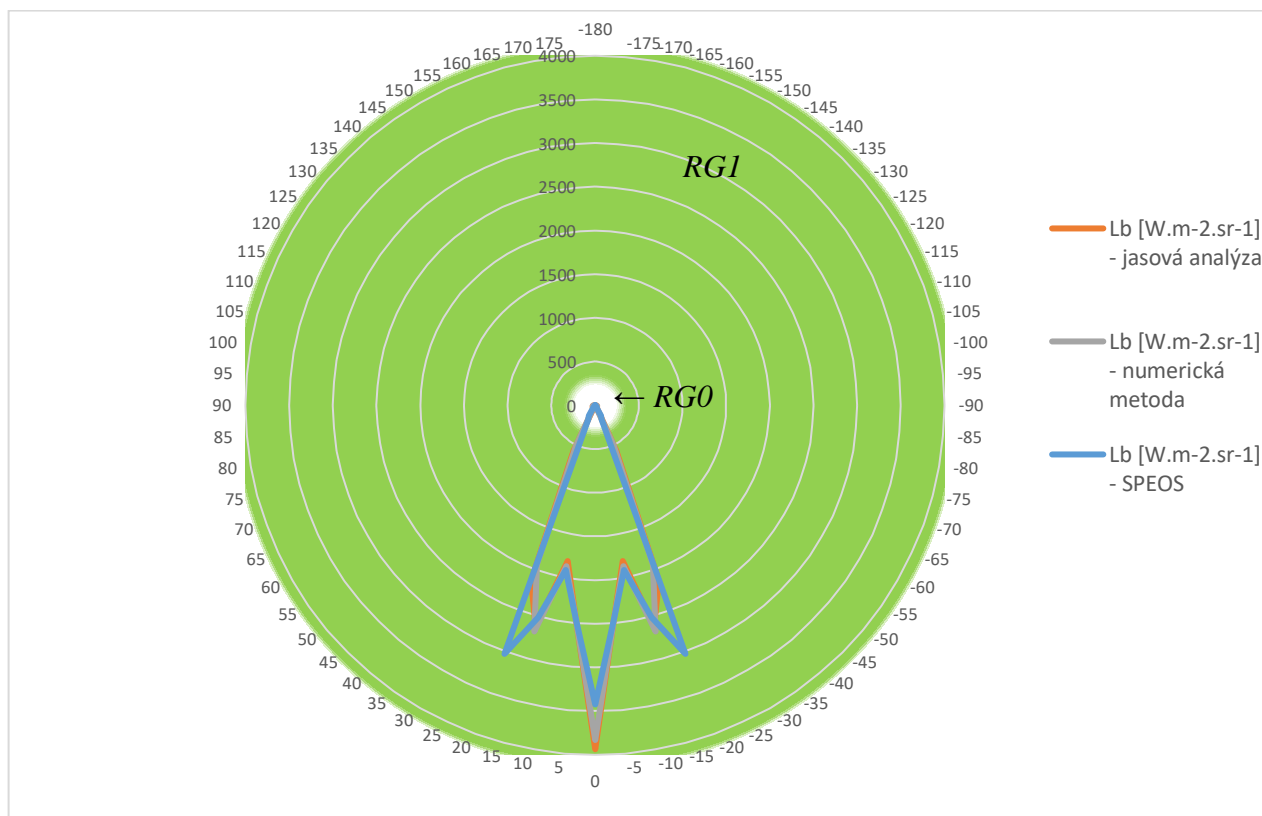
kde  $L_{B-LDA}$  je vypočtená zář nebezpečí modrého světla pro hodnoty získané jasovou analýzou nebo simulací,  $k_b$  je převodní konstanta získaná z hodnot spektrometrického měření a  $L_{LDA}$  je jas získaný jasovou analýzou nebo simulací.



Obrázek 75 Hodnoty záře nebezpečí modrého světla jako čáry vyzařování pro jednotlivá vyhodnocení při zorném úhlu 0,1 rad

Tabulka 54 Naměřené a vypočtené hodnoty pro vypočtený zorný úhel 0,1 rad

C	$\gamma$	$E$ [lx]	$L_b$ – LDA Lumidisp	$L_b$ – spektrometr	$L_b$ – SPEOS	$L$ – LDA Lumidisp	$L$ – spektrometr	$L$ – SPEOS
[°]	[°]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[cd.m <sup>-2</sup> ]	[cd.m <sup>-2</sup> ]	[cd.m <sup>-2</sup> ]
0	0	3352	214,1	221,0	223,1	4,13E+05	4,27E+05	4,31E+05
0	5	3272	211,7	216,1	217,8	4,08E+05	4,17E+05	4,20E+05
0	10	2996	196,7	196,5	211,7	3,80E+05	3,81E+05	4,11E+05
0	15	2509	164,9	163,0	169,8	3,18E+05	3,19E+05	3,33E+05
0	20	2037	138,9	131,9	138,2	2,68E+05	2,59E+05	2,72E+05
0	25	1681	114,2	108,6	114,8	2,20E+05	2,14E+05	2,26E+05
0	30	1336	91,58	86,38	92,87	1,77E+05	1,50E+05	1,83E+05
0	35	786,1	60,48	49,71	57,82	1,17E+05	1,00E+05	1,14E+05
0	40	242,0	24,18	14,63	19,49	4,67E+04	3,08E+04	3,83E+04
0	45	107,5	6,927	6,965	6,535	1,34E+04	1,37E+04	1,28E+04
0	50	25,51	2,003	1,731	1,284	3,87E+03	3,25E+03	2,52E+03
0	55	18,77	1,243	1,269	1,030	2,40E+03	2,39E+03	2,02E+03
0	60	14,96	1,059	1,007	0,598	2,04E+03	1,90E+03	1,18E+03
0	65	12,50	0,784	0,836	0,492	1,51E+03	1,59E+03	9,68E+02
0	70	11,26	0,724	0,742	0,464	1,40E+03	1,43E+03	9,12E+02
0	75	10,51	0,659	0,685	0,648	1,27E+03	1,34E+03	1,27E+03
0	80	3,60	0,434	0,234	0,183	8,38E+02	4,58E+02	3,60E+02
0	85	0,938	0,075	0,062	0	1,45E+02	1,19E+02	0,00E+00
0	90	0,225	0,005	0,017	0	8,88E+00	2,86E+01	0,00E+00



Obrázek 76 Hodnoty záře nebezpečí modrého světla jako čáry vyzařování pro jednotlivá vyhodnocení při zorném úhlu 0,011 rad

Tabulka 55 Naměřené a vypočtené hodnoty pro vypočtený zorný úhel 0,011 rad

C	$\gamma$	$E$ [lx]	$L_b$ – LDA Lumidisp	$L_b$ – spektrometr	$L_b$ – SPEOS	$L$ – LDA Lumidisp	$L$ – spektrometr	$L$ – SPEOS
[°]	[°]	[lx]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	[cd.m <sup>-2</sup> ]	[cd.m <sup>-2</sup> ]	[cd.m <sup>-2</sup> ]
0	0	691,1	3936	3831	3424	7,60E+06	7,24E+06	6,47E+06
0	5	596,1	2465	2467	2469	4,89E+06	4,66E+06	4,67E+06
0	10	318,3	1813	1867	1912	3,49E+06	3,53E+06	3,61E+06
0	15	421,5	2616	2682	2509	4,92E+06	5,07E+06	4,74E+06
0	20	481,6	2137	1933	3027	4,04E+06	3,65E+06	5,72E+06
0	25	220,8	577,9	513,1	178,2	1,09E+06	9,70E+05	3,37E+05
0	30	28,14	43,08	33,85	133,6	8,14E+04	6,40E+04	2,53E+05
0	35	6,080	29,39	32,57	44,54	5,56E+04	6,16E+04	8,42E+04
0	40	5,851	35,23	28,27	22,27	6,66E+04	5,34E+04	4,21E+04
0	45	5,078	20,74	16,93	5,568	3,92E+04	3,20E+04	1,05E+04
0	50	3,042	9,492	7,053	1,670	1,79E+04	1,33E+04	3,16E+03
0	55	1,267	4,508	4,976	0	8,52E+03	9,40E+03	0,00E+00
0	60	0,894	7,166	13,815	0	1,35E+04	2,61E+04	0,00E+00
0	65	2,481	21,724	21,090	0	4,11E+04	3,99E+04	0,00E+00
0	70	3,788	24,264	25,999	0	4,59E+04	4,91E+04	0,00E+00
0	75	4,670	18,431	21,275	0	3,48E+04	4,02E+04	0,00E+00
0	80	3,821	5,222	6,658	0	9,87E+03	1,26E+04	0,00E+00
0	85	1,196	2,130	1,499	0	4,03E+03	2,83E+03	0,00E+00
0	90	0,269	0	0,498	0	0,00E+00	9,41E+02	0,00E+00



Vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti může být jednodušší, když se použije doporučení z IEC TR 62778, které uvádí, že pokud hodnota jasů bílého světla, která je brána v technické zprávě IEC TR 62778 jako hraniční hodnota při vyhodnocování svítidel, nepřesáhne jas  $10000 \text{ cd.m}^{-2}$ . Pokud svítidlo vytváří jas vyšší než  $10000 \text{ cd.m}^{-2}$  mělo by být měřeno a vyhodnoceno na nebezpečí modrého světla. Pokud je jeho jas nižší, tak bude automaticky zařazeno do kategorie vyjmutých zdrojů (RG0).

Na obrázcích 75 a 76 a v tabulkách 54 a 55 se nachází výsledky měření pomocí spektrometru, jasové analýzy pomocí LDA – LumiDISP a výsledky simulace z programu SPEOS. Z naměřených hodnot je patrné, že se výsledky shodují, byť s menšími odchylkami. U zorného úhlu  $0,1 \text{ rad}$  se shodla data získaná ze všech třech vyhodnocení. Odchytky mohly nastat při měření svítidla na goniofotometru, kdy instalace spektrometru a clony do osy vyzařování svítidla není snadnou procedurou a může u ní dojít k chybě. To stejné platí i pro instalaci digitálního fotoaparátu, který ale nepotřebuje pro svou činnost clonu, jež by vymezovala zorný úhel a zaváděla tak další nejistotu.



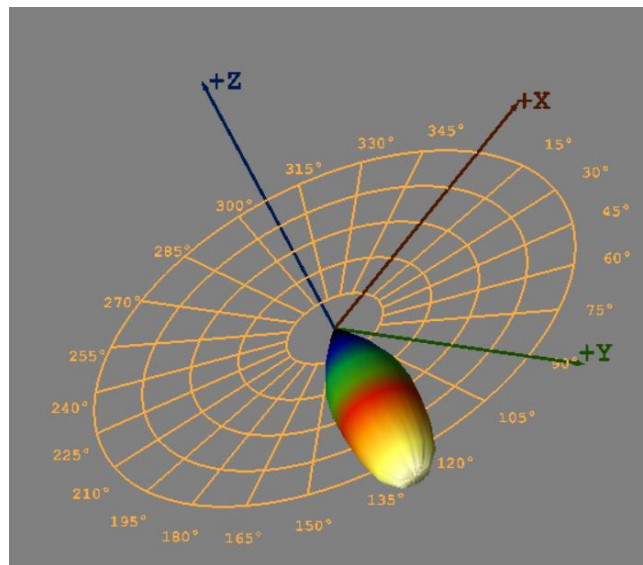
Obrázek 77 Hodnocené svítidlo včetně instalační lišty

Z vyhodnocených křivek vyzařování pro zorný úhel  $0,1 \text{ rad}$  vyplývá, že jsou velmi podobné křivce svítivosti svítidla. Nejvyšší intenzita záření je při přímém pohledu do svítidla, čemuž odpovídá úhel  $\gamma 0^\circ$ . Pro tento úhel je i nejvyšší hodnota záře nebezpečí modrého světla. Pro úhly blízké přímému pohledu je situace podobná. Z jasové analýzy je patrné, že pokud je v zorném pohledu vidět LED, tak je jas svítidla velmi vysoký. Pro úhly, ve kterých již není LED vidět, je nebezpečí řádově nižší.

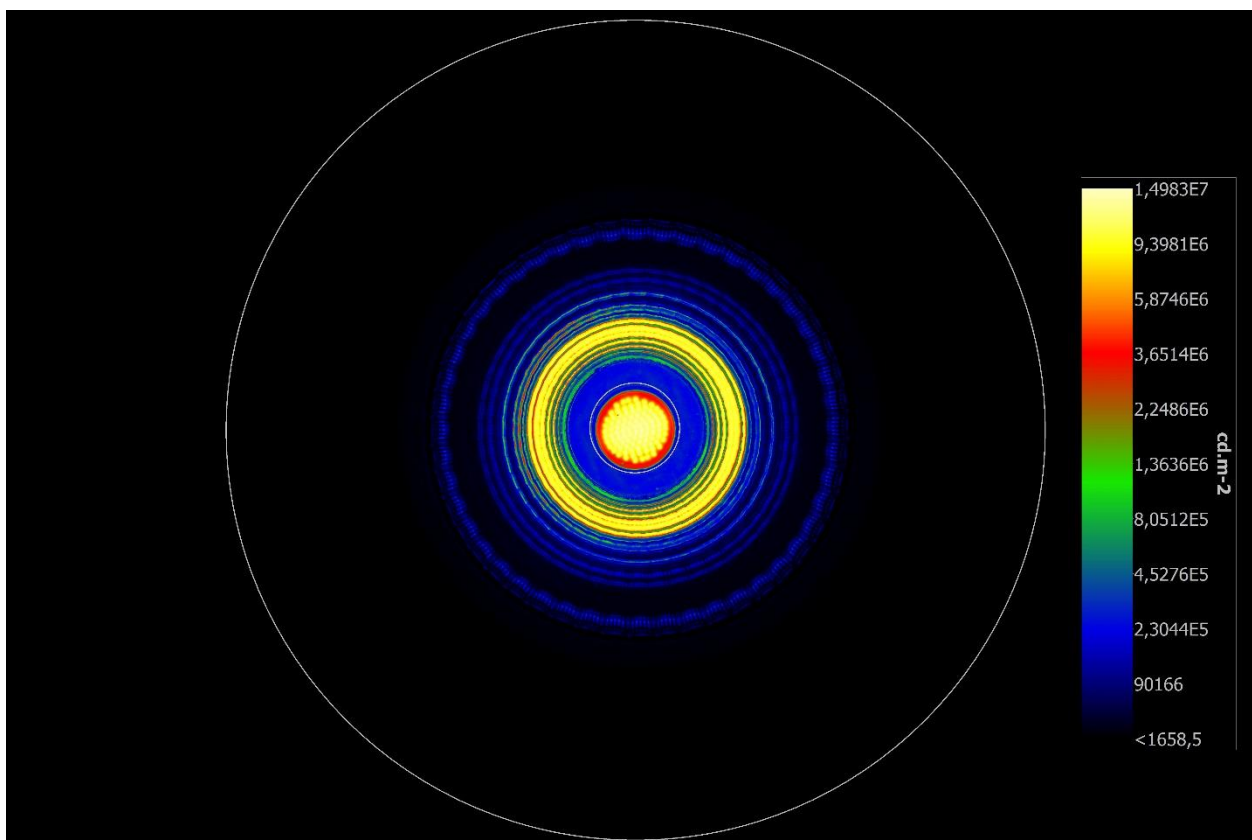
Pro zorný úhel  $0,011 \text{ rad}$  je opět nejvyšší intenzita záře nebezpečí modrého světla v přímém směru vyzařování. Se zvyšujícím se úhlem natočení svítidla na goniofotometru se snižuje výrazně i hodnota záře nebezpečí modrého světla. V křivkách záře nebezpečí modrého světla pro zorný úhel  $0,011$  je vidět, že při úhlu natočení  $\gamma 15^\circ$  je výrazný nárůst záře oproti ostatním hodnotám. Je to způsobeno polohou reflektoru (viz fotografie z jasové analýzy pro úhel  $15^\circ$  - obrázek 80), který

v této pozici odráží velké množství záření směrem k hodnotícím detektorům. Z křivek je také patrné, že jejich průběh je podobný pro všechny metody hodnocení. Oproti křivkám získaným při měření se zorným úhlem 0,1 ale mají jiný průběh, protože zorný úhel 0,011 rad byl zaměřen pouze na malou plochu svítidla. Z hodnot, které jsou uvedené v tabulce vypočtených a naměřených hodnot, je vidět, že i když svítidlo mělo vysoký jas pro některé hodnoty natočení, tak osvětlenost spektrometru byla velmi nízká. Pro data ze simulace vyšel jas nulový.

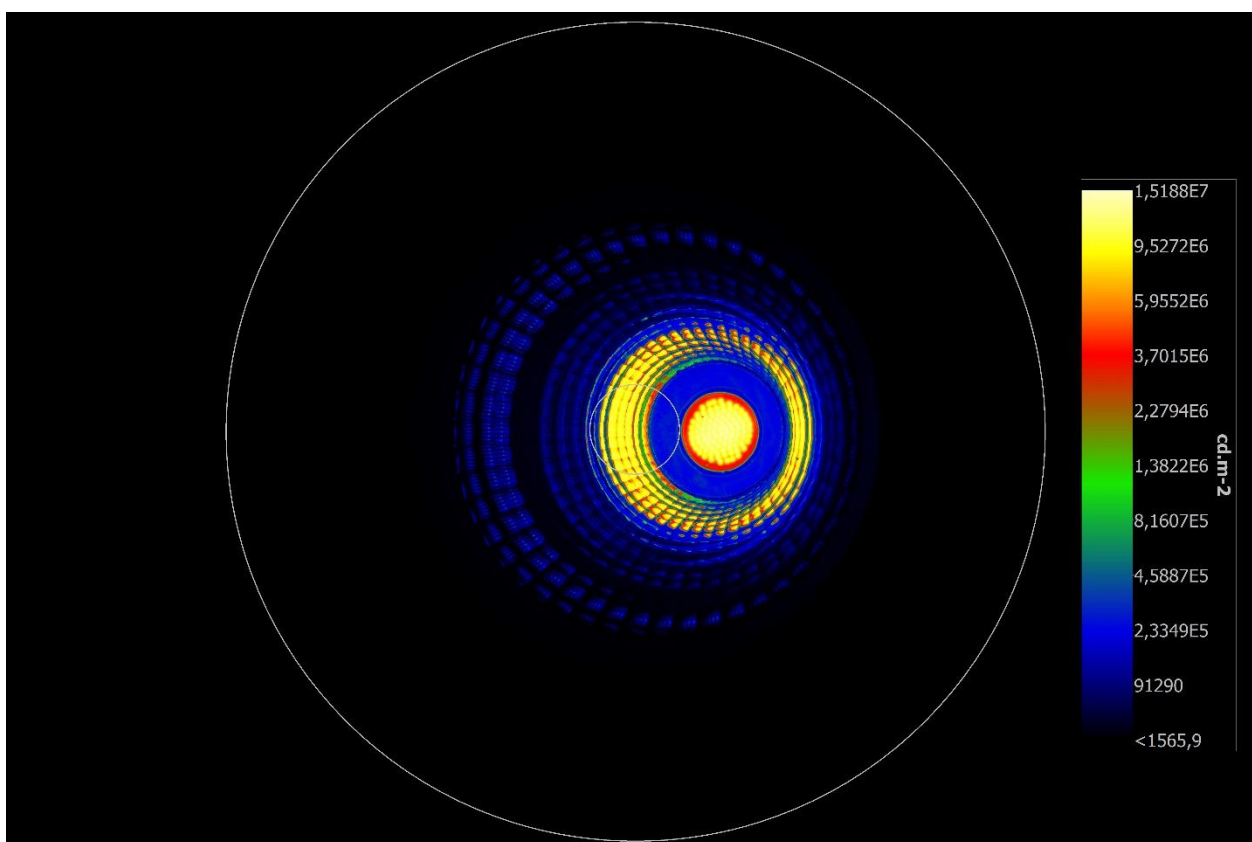
Z vyhodnocení vyplývá, že čáry vyzařování mohou hrát roli u svítidel, které mohou mít dominantní záření nejen do osy záření ale i do stran. Je ale důležité je měřit velmi opatrně, zvláště při instalaci měřící aparatury může dojít k nepřesnostem. Spektrometr a clona vymezující zorné pole nemusí být instalované do osy vyzařování.



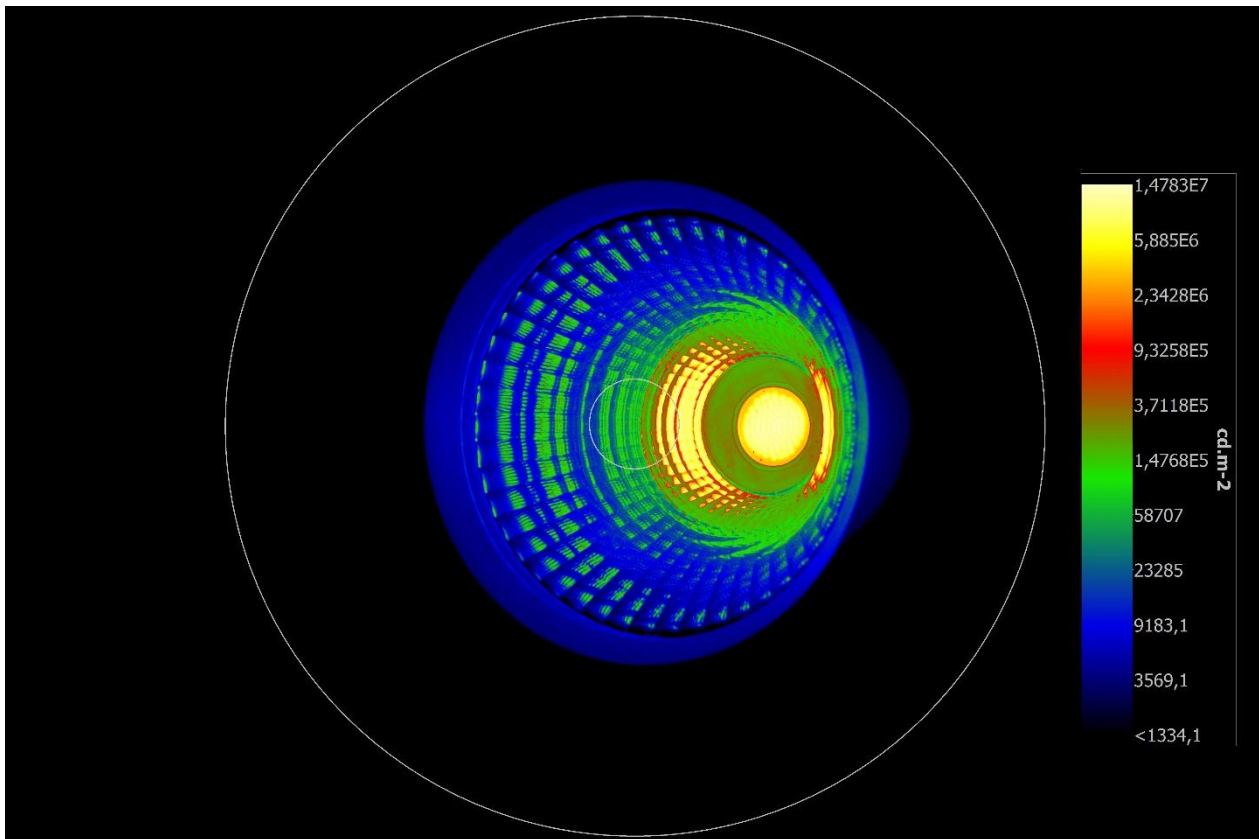
Obrázek 78 Plocha svítivosti měřeného svítidla v prostoru vygenerovaná programem ILEXA Ray Viewer



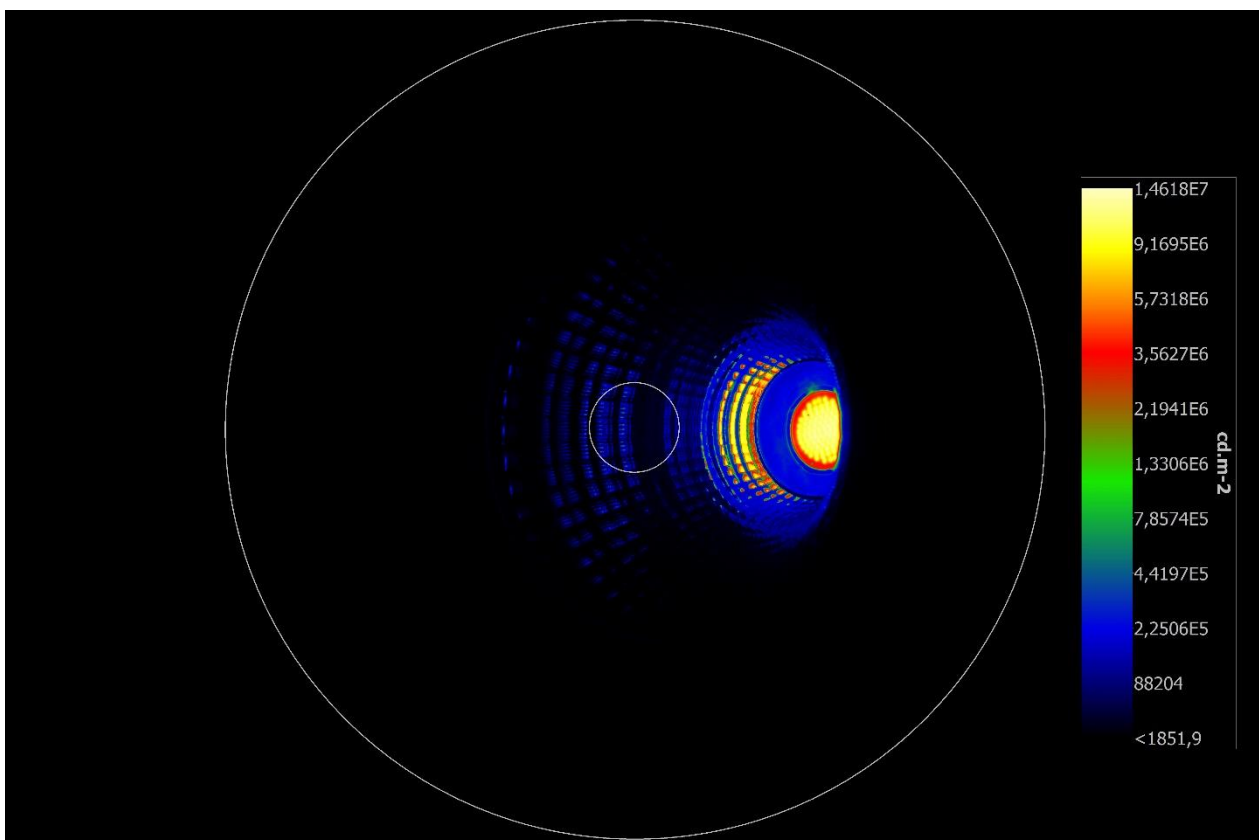
Obrázek 79 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla  $\gamma 0^\circ$



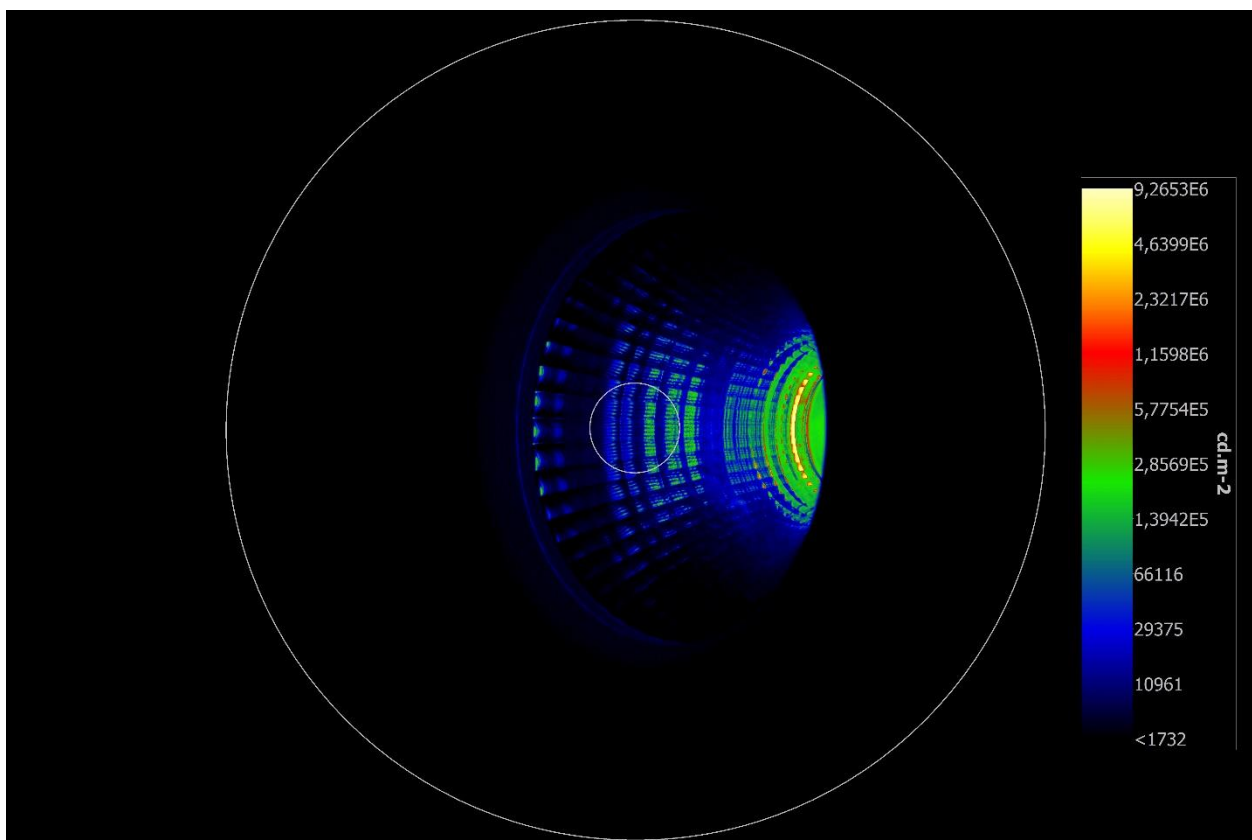
Obrázek 80 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla  $\gamma 15^\circ$



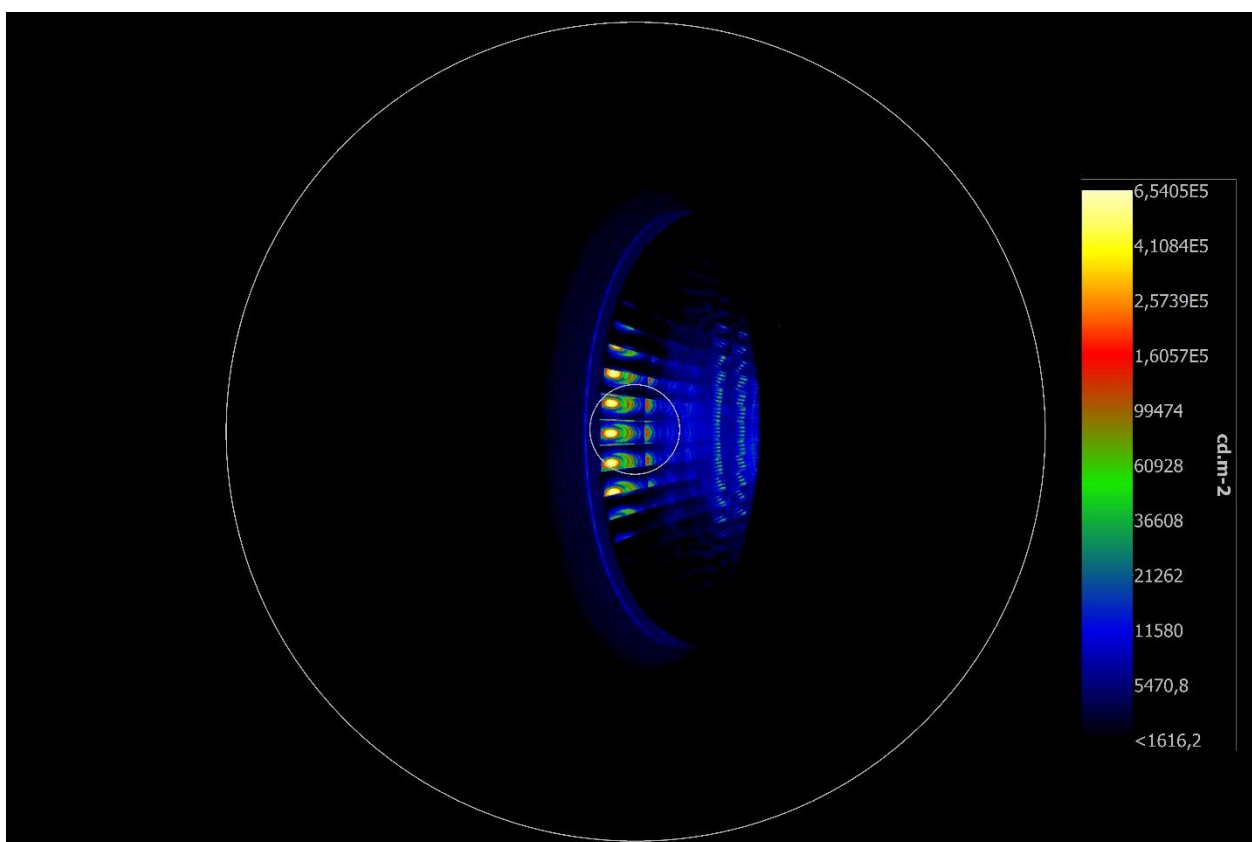
Obrázek 81 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla  $\gamma$  25°



Obrázek 82 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla  $\gamma$  35°



Obrázek 83 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla  $\gamma 45^\circ$



Obrázek 84 Jasová analýza snímku pro úhel natočení svítidla  $\gamma 65^\circ$

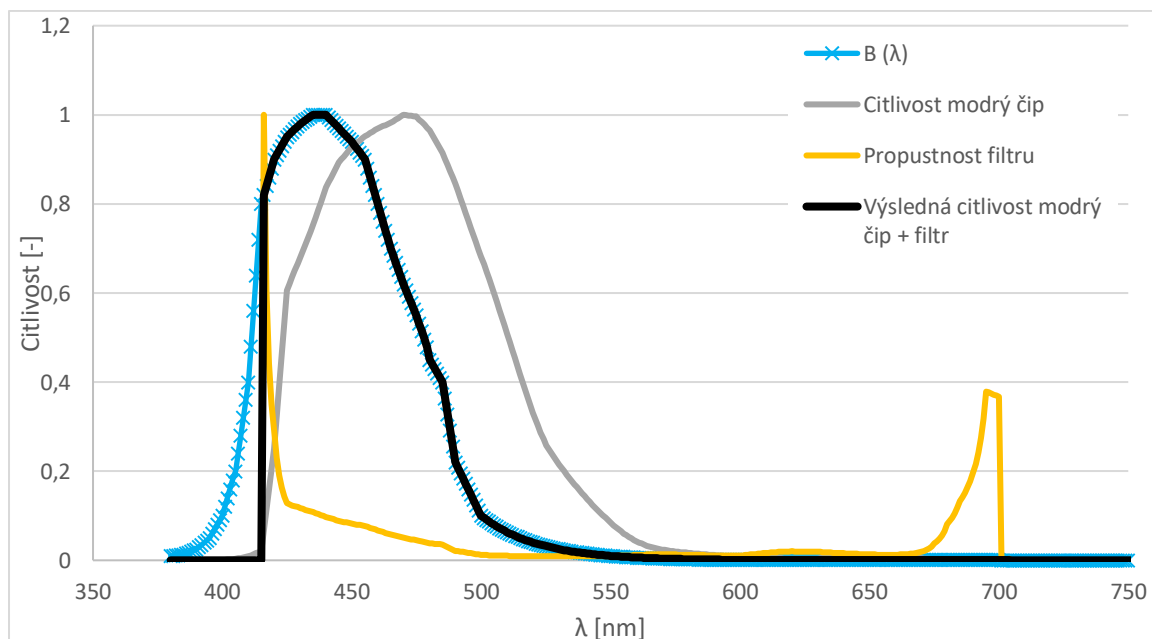
Předchozí měření jsou základem předpokladu, že jasové analyzátory mohou být měřicím přístrojem pro měření nebezpečí modrého světla. K tomu, aby se jimi mohly stát, je zapotřebí je



zkalibrovat tak, aby jejich spektrální citlivost byla definována podle křivky  $B(\lambda)$ . Jasové analyzátoři jsou totiž kalibrováni na křivku  $V(\lambda)$ . Určitým omezením u těchto zařízení je fakt, že jsou stavěné jako fotoaparáty nebo kamery, které přijímají záření pouze ve viditelné oblasti spektra.

Pro ověření, zda by se dal vytvořit analyzátor nebezpečí modrého světla postavený na digitálním fotoaparátu, byla vytvořena simulace. Pro simulaci byl využit výpočetní program pro kalibraci jasového analyzátoru Lumidisp. Tento výpočetní program obsahuje naměřená data spektrální citlivosti optického snímače digitálního fotoaparátu Nikon D7500 s objektivem s pevnou ohniskovou vzdáleností 135 mm používaného pro jasovou analýzu. Do výpočetního programu byla dosazena křivka  $B(\lambda)$  v intervalu vlnových délek 380 až 700 nm, která specifikuje akční spektrum nebezpečí modrého světla ve viditelné oblasti. Pomocí výpočetního programu bylo zjištěno, že vyhodnocování nebezpečí modrého světla je možné realizovat jen pomocí modrého kanálu senzoru. Pokud by se zapojily i ostatní kanály (zelené kanály a červený kanál) do měření, došlo by k velkému zkreslení citlivosti fotoaparátu, která by nekorespondovala s akčním spektrem pro nebezpečí modrého světla. I tak ale vychází nejistota spektrální citlivosti na 75 %.

Aby se nejistota spektrální citlivosti fotoaparátu snížila, je nutné vytvořit optický filtr, který bude spektrální citlivost fotoaparátu upravovat. Pomocí výpočetního programu lze navrhnout optický filtr, pomocí kterého by se dala vytvořit ideální spektrální propustnost filtru tak, aby byla nejistota citlivosti fotoaparátu na nebezpečí modrého světla co nejnižší. Takový filtr je sice ideální pro citlivost fotoaparátu, jeho výroba je ale velmi komplikovaná nebo nemožná. Spektrální propustnosti tohoto filtru by byly v intervalu vlnových délek 380 až 420 nm velmi vysoké (10 % až 100 %) a ve zbytku vlnových délek (415 až 700 nm) by byly naopak velmi malé (propustnost méně jak 0,5 %). Takto navržený filtr by utlumil velké množství záření (na většině vlnových délek 99 % a více) a nejspíš by byl i obtížně vyrobitelný. Z tohoto důvodu byla navržena kompromisní varianta, při které nebude nízká hodnota nejistoty spektrální citlivosti fotoaparátu pro nebezpečí modrého světla, ale bude aspoň dopadat na čip fotoaparátu dostatečné záření.



Obrázek 85 Návrh spektrální propustnosti pro analyzátor nebezpečí modrého světla

Na obrázku 85 se nachází návrh spektrální propustnosti filtru pro analyzátor nebezpečí modrého světla a výsledná citlivost tohoto analyzátoru v relativních hodnotách. Relativní měřítko bylo zvoleno pro porovnání citlivosti analyzátoru s křivkou  $B(\lambda)$ , která je výchozím parametrem

pro stanovení této citlivosti. Skutečné hodnoty spektrální citlivosti jsou nižší. Pro navržený filtr je nejistota spektrální citlivosti analyzátoru okolo 9 %. Jelikož se tato nejistota nachází ve fialové části spektra, kde velké množství zdrojů vyzařuje malé množství světla, může se skutečná nejistota během měření reálných zdrojů pohybovat okolo 3 %.

Z výsledků simulace je patrné, že je reálné vytvořit analyzátor nebezpečí modrého světla, jehož základem je digitální fotoaparát. Analyzátor by mohl najít uplatnění při měření nebezpečí modrého světla v terénu, kdy je potřeba vyhodnotit nebezpečí celé osvětlovací soustavy, nejen jednoho svítidla. Pokud by se analyzátor ještě zkalibroval na měření prostorového úhlu, tak jako je tomu u jasového analyzátoru LumiDISP, bylo by pak možné vyhodnocovat zorné úhly, jak předepisuje ČSN EN 62471.

## 8.14 Změna aktivačního cirkadiánního indexu během dne

Další problematikou řešenou v práci je hodnocení působení světelných zdrojů na lidské biorytmy. Jelikož ale toto téma je velmi rozsáhlé, bylo řešeno pouze okrajově. K pochopení vlivu světelného záření na lidské biorytmy je nutné vycházet z dosavadních studií a aplikovat je na měřené světelné zdroje. Následující tři kapitoly se budou proto věnovat hodnocení fotobiologických vlastností světelných zdrojů z pohledu jejich vlivu na biorytmy člověka.

Bílé světlo může mít různé barevné odstíny. Odstíny s teplotou chromatičnosti okolo 2700 K se nazývají teple bílé a odstíny s teplotou chromatičnosti okolo 6500 K jsou studené bílé. Teplota chromatičnosti odstínu barvy závisí i na obsahu modrého světla ve spektru. Studené odstíny ho mají ve svém spektru mnohem více než odstíny teplé. Sluneční spektrum má také různé odstíny bílé barvy a ty se v průběhu dne mění. Na změně intenzity a odstínu slunečního spektra v průběhu dne jsou závislé cirkadiánní rytmy a řídí se tak jejich synchronizace se solárním cyklem.

Pro stanovení vlivu světelného záření na biorytmy člověka se dá použít řada výpočtů. Některé z nich kvantifikují vliv světla na sekreci melatoninu (např. *CL* – *Circadian light*), jiné metody, jako např. Gallův aktivační cirkadiánní index, Lucasovy metody  $\alpha$ -opické osvětlenosti, faktory relativních spektrálních účinností (RSE Factors) od M. L. Amundadottir nebo index cirkadiánního aktivačního účinku  $A_c$  od A. Fuksy popisují relativní projev záření a vztahují jej k fotomerickým veličinám [114].

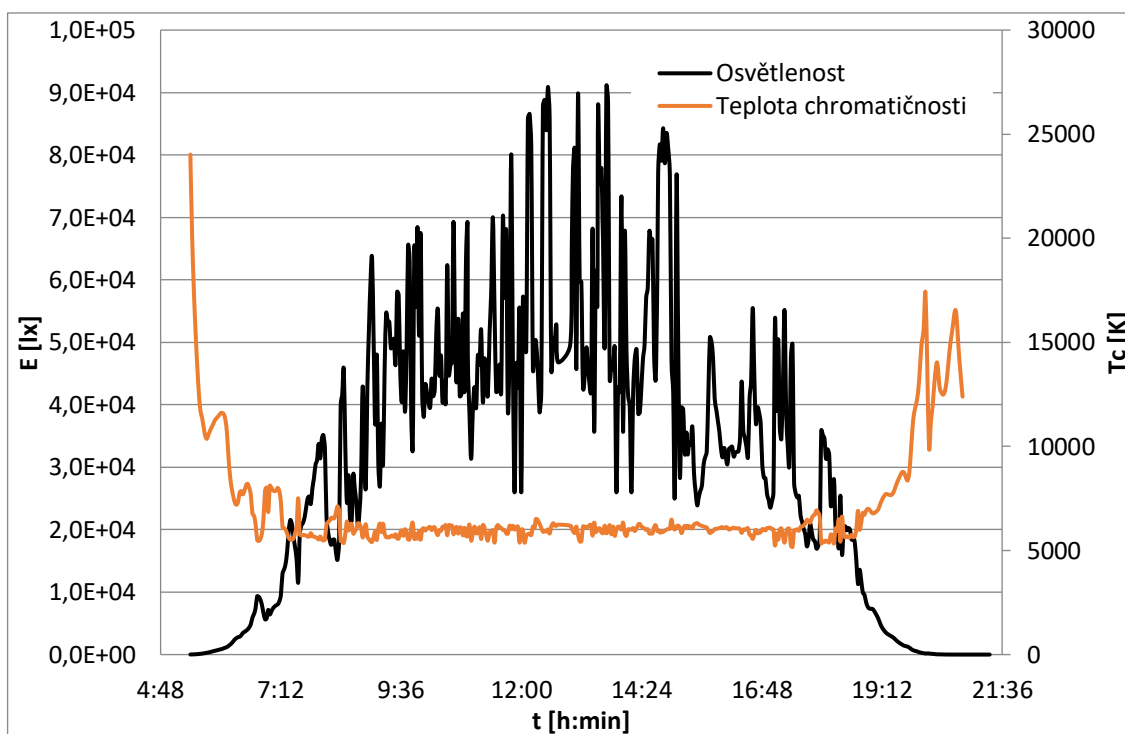
Gallova metoda [40] byla jednou z prvních metodik hodnocení světelných zdrojů z hlediska cirkadiánních rytmů. Hodnotou, která popisuje zdroje z pohledu cirkadiánních rytmů, je činitel cirkadiánní účinnosti (cirkadiánní aktivační index)  $a_{cv}$ . Je to poměr mezi cirkadiánní intenzitou vyzařování pro určité vlnové délky a fotopickou intenzitou vyzařování pro určité vlnové délky. Vypočte se podle vztahu:

$$a_{cv} = \frac{\int E_{e\lambda} \cdot c(\lambda) \cdot d\lambda}{\int E_{e\lambda} \cdot V(\lambda) \cdot d\lambda} \quad (-; \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{nm}, \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}, \text{nm}), \quad (8.28)$$

kde  $a_{cv}$  je činitel cirkadiánní účinnosti,  $E_{e\lambda}$  je naměřená spektrální intenzita vyzařování,  $c(\lambda)$  je akční spektrum pro vylučování melatoninu,  $d\lambda$  šířka hodnoceného pásma spektra,  $V(\lambda)$  je funkce pro spektrální citlivost lidského oka. Cirkadiánní aktivační index nabývá hodnot od 0 pro světlo bez obsahu modrého světla až do 26,3 pro monochromatické modré světlo o vlnové délce 460 nm, které má největší vliv na potlačení sekrece melatoninu [40].

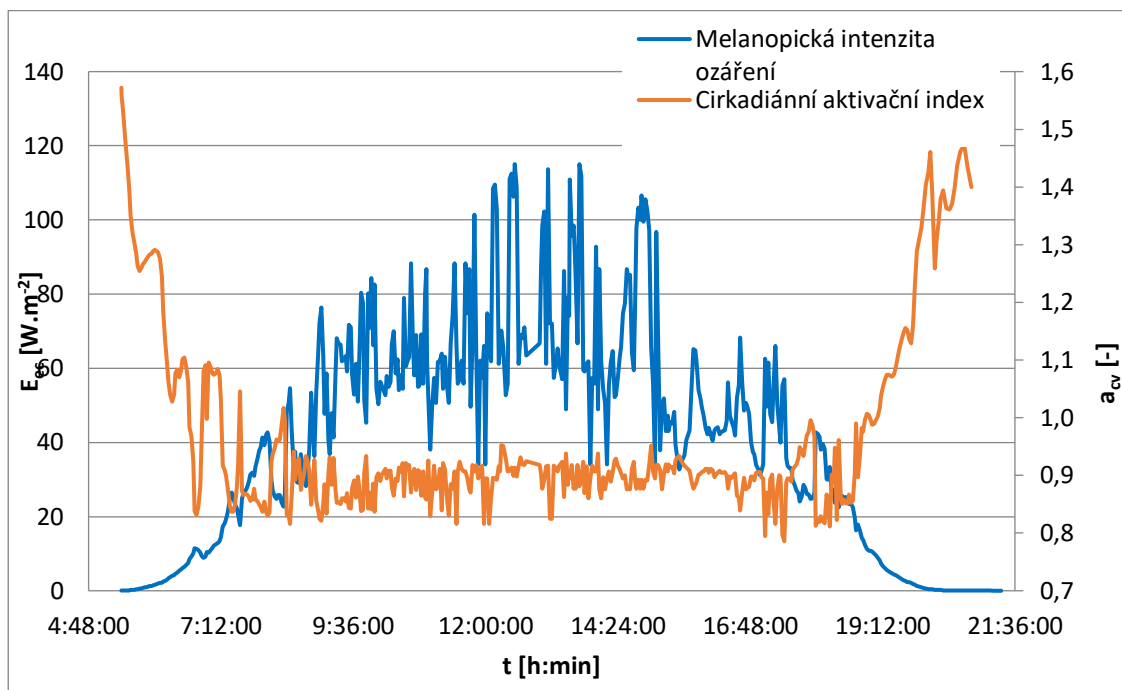
Měření proběhlo dne 16. srpna 2016 od 5:23 (čas před východem Slunce) do 21:21 (čas po západu Slunce). Východ Slunce byl v čase 5:48 a západ Slunce nastal v čase 20:07. Počasí bylo

po celý den stabilní. Obloha byla zpočátku dne mírně zatažená, po zbytek dne byla oblačná a chvílemi i jasná. Měření bylo prováděno na střeše budovy Fakulty elektrotechniky a komunikačních technologií v Brně, Technická 12. Výška měření odpovídala osmému patru. Měření bylo prováděno pomocí spektrometru Jeti Specbos 1211 UV s kosinovým nástavcem pro měření spektrální intenzity ozáření a osvětlenosti. Po celou dobu měření byl kosinový nástavec ve vodorovné poloze, s polohou Slunce na obloze se poloha spektrometru neměnila. Z naměřených dat byla vypočtena melanopická intenzita ozáření  $E_{ec}$  a cirkadiánní aktivační index  $a_{cv}$ . Cirkadiánní aktivační index byl vybrán jako vhodná veličina, která vhodně ukazuje vztah cirkadiánně aktivního záření k záření světelnému. Aby byl vypočten vliv slunečního světla na synchronizaci cirkadiánních rytmů, byl vypočten cirkadiánní stimul (CS), který tento vliv dokáže částečně kvantifikovat. Pro všechny vypočtené hodnoty pro jednotlivé časy měření byla vytvořena grafická znázornění, na kterých jsou vidět závislosti jednotlivých veličin na denní době [114].

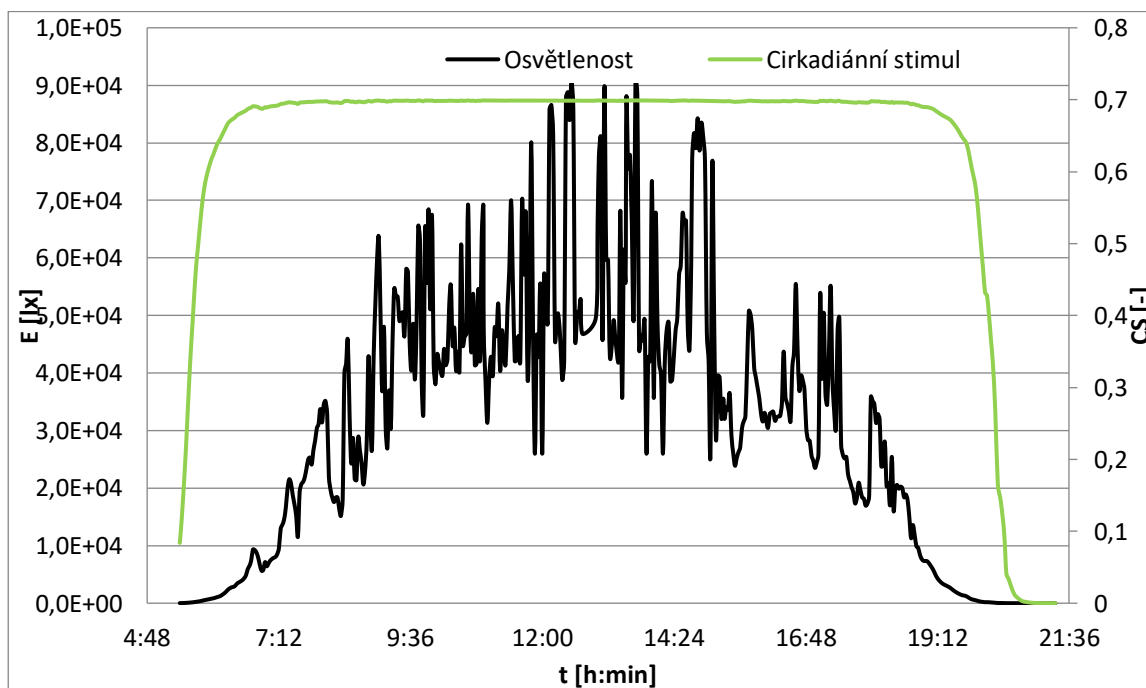


Obrázek 86 Grafické znázornění průběhu osvětlenosti a teploty chromatičnosti v závislosti na denní době [114]





Obrázek 87 Grafické znázornění melanopické intenzity ozáření a cirkadiánního akčního indexu v závislosti na denní době [114]



Obrázek 88 Grafické znázornění osvětlenosti a cirkadiánního stimulu v závislosti na denní době [114]

Obsah modrého světla ve slunečním spektru byl hodnocen pomocí Gallova cirkadiánního akčního indexu a tzv. melanopické intenzity ozáření, také byl vyhodnocen vliv modrého světla pro synchronizaci cirkadiánních rytmů pomocí cirkadiánního stimulu. Z grafických průběhů naměřených a vypočtených veličin je patrné, že průběh melanopické intenzity ozáření koreluje s průběhem osvětlenosti a také závisí na teplotě chromatičnosti denního světla. Ranní a večerní průběh osvětlenosti, teploty chromatičnosti a cirkadiánního akčního indexu byly velmi podobné. Jednalo se o nízkou osvětlenost s vysokou teplotou chromatičnosti a vysokým cirkadiánním

akčním indexem. Denní průběh teploty chromatičnosti a cirkadiálního akčního indexu se pohyboval v rozmezí hodnota 5500 a 6000 K. Odchylka teploty chromatičnosti závisela na stavu oblohy podle toho, zda bylo oblačno nebo jasno. V případě závislosti cirkadiálního stimulu na denní době je vidět, že i relativně malá hodnota osvětlenosti denním světlem (stovky luxů) silně ovlivňuje synchronizaci cirkadiálních rytmů. Maximální hodnota cirkadiálního stimulu pro použitý vztah je 0,7. Z naměřených hodnot je vidět, že maximálního účinku na synchronizaci cirkadiálních rytmů je dosaženo již v časech po 6. hodině ranní a účinek světelného záření začíná klesat až v čase okolo 19:30. Jinak po dobu celého dne nabýval cirkadiální stimul maximální hodnoty [114].

### 8.15 Srovnání světelných zdrojů z pohledu obsahu modré složky ve spektru

Každá činnost člověka, která vyžaduje umělé osvětlení, potřebuje pro své bezpečné provádění odpovídající intenzitu osvětlenosti. Jemné manuální činnosti a činnosti náročné na zrakový výkon vyžadují vysoké intenzity osvětlenosti. Naopak činnosti, které nejsou zrakově náročné, a činnosti, které nevyžadují vysokou přesnost při manuální práci, nepotřebují velké intenzity osvětlenosti. Různé hodnoty osvětlenosti tak vedou k různě vysokým hodnotám intenzity ozáření modrým světlem. Dalším faktorem, který ovlivní intenzitu ozáření modrým světlem, je spektrální složení záření vyzařovaného světelným zdrojem. K porovnání vlivu konkrétních zdrojů na základě spektrálního složení slouží Gallův cirkadiální aktivační index, který porovnává melanopickou a vizuální intenzitu ozáření. Gallův index není závislý na intenzitě osvětlení a slouží jen ke kvantifikaci podílu cirkadiálně aktivního záření ve spektru světelných zdrojů. Veličinami, které vyčíslují hodnotu cirkadiálně aktivního záření a jeho vliv na synchronizaci biorytmů v těle člověka, jsou cirkadiální světlo (*Circadian light – CL*) a cirkadiální stimul (*Circadian Stimul – CS*). Výsledkem výpočtu cirkadiálního stimulu je číslo, které napovídá, jak aktivní je světlo na fungování cirkadiálních rytmů světelného zdroje při zadané hodnotě osvětlenosti. Všechny vyjmenované metodiky poskytují obtížně vysvětlitelné výsledky pro člověka, který se v oblasti cirkadiálních rytmů a hodnocení vlivu záření světelných zdrojů na biorytmy lidského těla nepohybuje. Byla proto vytvořena porovnávací metoda, která je založena na hodnotách osvětlenosti a ekvivalentním obsahu modrého světla ve spektru zdrojů. Tato metoda ale neřeší aktivitu hodnoceného záření na biorytmy člověka. Jejím úkolem je pouze vzájemně porovnat světelné zdroje a stanovit ekvivalentní osvětlenosti na základě obsahu modrého světla ve spektru pro hodnocené světelné zdroje.

Základem metodiky je porovnání světelných zdrojů vzájemně mezi sebou. Důležité pro porovnávací výpočet je spektrometrické měření porovnávaných zdrojů. Hodnocené zdroje se nainstalují na fotometrickou lavici včetně spektrometru. Vzdálenost mezi spektrometrem a hodnoceným zdrojem by měla být přibližně taková, aby na optickém vstupu spektrometru byla srovnávací osvětlenost. Pro zdroje, které se používají v interiéru, je ve výpočtu použita hodnota srovnávací osvětlenosti 500 lx, pro světelné zdroje používané ve veřejném osvětlení je použita hodnota 10 lx. Hodnocené zdroje jsou mezi sebou porovnány na základě obsahu cirkadiálně aktivního záření ve spektru při vytváření srovnávací osvětlenosti. Pokud první zdroj vytváří osvětlenost 500 lx, druhý zdroj s jiným spektrálním složením vytváří sice odlišnou hodnotu osvětlenosti, ale má stejný obsah cirkadiálně aktivního záření jako první zdroj. Na základě srovnání je pak lépe vidět rozdíly ve vytvářených osvětlenostech při stejné hodnotě cirkadiálně aktivního záření. Pro výpočet ekvivalentních osvětleností lze použít dvě

metody. První z nich je založena na fotometrickém zákoně a jeho úpravách, druhá metoda je početně jednodušší a je založena na porovnání Gallových cirkadiánních akčních indexů [122][118].

První metoda závisí na přepočítávání naměřených hodnot na srovnávací hodnotu osvětlenosti. Jako srovnávací osvětlenost byla zvolena hodnota 10 lx pro veřejné osvětlení a 500 lx pro interiérové osvětlení. Naměřené spektrální hodnoty musí být přepočteny podle fotometrického zákona, který je v následujícím vztahu:

$$E_l \cdot r_l^2 = E_k \cdot r_k^2 \quad (\text{lx; m; lx, m}), \quad (8.29)$$

kde  $E_l$  je osvětlenost optického vstupu spektrometru,  $r_l$  je vzdálenost mezi světelným zdrojem a optickým vstupem spektrometru,  $E_k$  je srovnávací osvětlenost,  $r_k$  je vzdálenost mezi zdrojem a oblastí, na které je vytvářena srovnávací osvětlenost. Tento vztah je ale použitelný pouze pro bodové zdroje [118][122].

Pro vyhodnocení cirkadiánně aktivního záření je důležité znát cirkadiánní intenzitu ozáření. Tato intenzita se vypočte z naměřeného spektra podle vztahu:

$$E_{ec} = \int E_{e\lambda}(\lambda) c(\lambda) d\lambda \quad (\text{W.m}^{-2}; \text{W.m}^{-2}.\text{nm}^{-1}, -, \text{nm}), \quad (8.30)$$

kde  $E_{ec}$  je cirkadiánní intenzita ozáření,  $E_{e\lambda}$  je spektrální intenzita ozáření,  $c(\lambda)$  je akční spektrum sekrece melatoninu,  $d_\lambda$  je šířka měřeného pásma vlnových délek. Bylo by sice jednodušší vzít pásmo modrého světla a shrnout toto spektrum, nebo vzít ozáření na vlnové délce 450 nm a porovnat zdroje mezi sebou, ale tyto dvě metody by byly velmi nepřesné [122][118].

Pro vyhodnocení všech zdrojů je důležité vypočítat cirkadiánní intenzitu ozáření pro hodnotící osvětlenost. Tyto hodnoty lze vypočítat podle vztahu:

$$E_{ec2} = \frac{E_{ec1} \cdot r_1^2}{r_k^2} \quad (\text{W.m}^{-2}; \text{W.m}^{-2}, \text{m, m}), \quad (8.31)$$

kde  $E_{ec2}$  je cirkadiánní intenzita ozáření pro hodnotící osvětlenost,  $E_{ec1}$  je cirkadiánní intenzita ozáření pro naměřené spektrum,  $r_1$  je vzdálenost mezi světelným zdrojem a detektorem v m,  $r_k$  je vzdálenost mezi zdrojem a oblastí, na které je hodnotící osvětlenost [118][122].

Pro srovnání se poté vypočte vzdálenost, kdy první zdroj světla má stejnou cirkadiánní intenzitu ozáření jako druhý zdroj. Tato vzdálenost se vypočítá podle vztahu:

$$r_{c2} = \sqrt{\frac{E_{c1} \cdot r_k^2}{E_{c2}}} \quad (\text{m; W.m}^{-2}, \text{m, W.m}^{-2}), \quad (8.32)$$

kde  $r_{c2}$  je vzdálenost mezi druhým zdrojem a oblastí, ve které je cirkadiánní intenzita ozáření stejná jako u prvního zdroje,  $E_{c1}$  je cirkadiánní intenzita ozáření prvního zdroje pro hodnotící osvětlenost,  $r_k$  je vzdálenost mezi prvním zdrojem a oblastí, na kterém je hodnotící osvětlenost,  $E_{c2}$  je cirkadiánní intenzita ozáření druhého zdroje pro hodnotící osvětlenost [118][122].

Nakonec je nutné porovnat osvětlenosti zdrojů tak, aby se ukázalo, jak velký je podíl modré složky spektra. Osvětlenost byla vybrána, protože je to v praxi nejpoužívanější veličina a lze ji jednoduše měřit pomocí luxmetru bez dalšího zvláštního vybavení. Toto porovnání je vypočteno pomocí vztahu:

$$E_{com.} = \frac{E_k \cdot r_k^2}{r_{c2}^2} \text{ (lx; lx, m, m),} \quad (8.33)$$

kde  $E_{com.}$  je osvětlenost pro první zdroj, ve kterém má stejnou hodnotu cirkadiánní intenzity ozáření jako druhý zdroj při hodnotící osvětlenosti,  $E_k$  je hodnotící osvětlenost,  $r_k$  je vzdálenost mezi prvním zdrojem a oblastí, na které je srovnávací osvětlenost,  $r_{c2}$  je vzdálenost mezi druhým zdrojem a oblastí, na které je cirkadiánní intenzita ozáření stejná jako u prvního zdroje [118][122].

Pro druhou metodu srovnání světelných zdrojů se využije Gallův cirkadiánní akční index. Je to poměr integrálů cirkadiánních a fotometrických veličin. Cirkadiánní akční index je definován vztahem:

$$a_{cv} = \frac{\int E_{e\lambda}(\lambda) \cdot c(\lambda) \cdot d\lambda}{\int E_{e\lambda}(\lambda) \cdot V(\lambda) \cdot d\lambda} \text{ (-; W.m}^{-2}\text{.nm}^{-1}\text{, nm, W.m}^{-2}\text{.nm}^{-1}\text{, nm),} \quad (8.34)$$

kde  $a_{cv}$  je cirkadiánní akční index,  $E_{e\lambda}(\lambda)$  je spektrální intenzita ozáření,  $c(\lambda)$  akční spektrum sekrece melatoninu,  $d\lambda$  je šířka pásma,  $V(\lambda)$  je fotopická světelná funkce [118][122].

Nejjednodušší způsob, jak vypočítat  $E_{com.}$ , je srovnání cirkadiánních akčních indexů dvou zdrojů světla podle vztahu:

$$E_{com.} = E_k \cdot \frac{a_{cv2}}{a_{cv1}} \text{ (lx; lx, -, -),} \quad (8.35)$$

kde  $E_{com.}$  je osvětlenost pro první zdroj, při které má stejnou cirkadiánní intenzitu ozáření jako druhý zdroj pro srovnávací osvětlenost,  $E_k$  je hodnota srovnávací osvětlenosti druhého zdroje,  $a_{cv2}$  je cirkadiánní akční index druhého zdroje,  $a_{cv1}$  je cirkadiánní akční index prvního zdroje [122][118].

Pro porovnání bylo změřeno 12 světelných zdrojů, které se nejčastěji používají v domácnostech, a 12 světelných zdrojů, které se používají v pouličním osvětlení. Při porovnání zdrojů pro veřejné osvětlení je mezi zdroji i jedna klasická žárovka, která je spíše zástupcem historických světelných zdrojů, čtyři lineární zářivky, čtyři výbojky a tři LED. Mezi zdroje používané v domácnostech byly vybrány klasická žárovka, halogenová žárovka, 4 zářivky, 3 LED bílé barvy a 3 LED jednobarevné. Všechny zdroje (bez lineárních zářivek) měly patiči E27 (případně E40) a při měření byly upevněny na světelné lavici. Lineární zářivky byly upevněny ve speciálním laboratorním přípravku pro měření zářivek. Pro měření byl použit JETI Specbos 1211UV. Spektradiometr byl upevněn na optickém stole nebo na stativu [118][122].



Tabulka 57 Srovnání osvětleností zdrojů pro veřejné osvětlení z hlediska ekvivalentního obsahu modrého světla v jejich spektru [118]

E [lx]	$a_{ev}$ [-]	Obyčejná žárovka	Zářivka 2700 K	Zářivka 4200 K	Zářivka 6500 K	Zářivka 8000 K	Vysokotlaká rtuťová výbojka	Vysokotlaká sodíková výbojka	Nízkotlaká sodíková výbojka	Halogenidová výbojka	LED 2700 K	LED 4200 K	LED 6500 K
Obyčejná žárovka	<b>0,32</b>	10	11,37	15,77	25,58	31,90	10,66	3,98	0,00692	18,19	9,61	14,21	26,69
Zářivka 2700 K	<b>0,37</b>	8,80	10	13,88	22,50	28,06	9,38	3,50	0,00609	16,00	8,45	12,50	23,48
Zářivka 4200 K	<b>0,51</b>	6,34	7,21	10	16,21	20,22	6,76	2,52	0,00439	11,53	6,09	9,01	16,92
Zářivka 6500 K	<b>0,83</b>	3,91	4,44	6,17	10	12,47	4,17	1,56	0,00271	7,11	3,76	5,56	10,44
Zářivka 8000 K	<b>1,03</b>	3,13	3,56	4,95	8,02	10	3,34	1,25	0,00217	5,70	3,01	4,46	8,37
Vysokotlaká rtuťová výbojka	<b>0,35</b>	9,38	10,66	14,80	23,99	29,92	10	3,73	0,00650	17,06	9,02	13,33	25,04
Vysokotlaká sodíková výbojka	<b>0,13</b>	25,13	28,56	39,64	64,26	80,15	26,79	10	0,01740	45,71	24,15	35,71	67,07
Nízkotlaká sodíková výbojka	<b>0,0002</b>	13661	15531	21551	34940	43578	14563	5437	10	24850	13131	19417	36464
Halogenidová výbojka	<b>0,59</b>	5,50	6,25	8,67	14,06	17,54	5,86	2,19	0,00381	10	5,28	7,81	14,67
LED 2700 K	<b>0,31</b>	10,40	11,83	16,41	26,61	33,19	11,09	4,14	0,00720	18,93	10	14,79	27,77
LED 4200 K	<b>0,46</b>	7,04	8,00	11,10	17,99	22,44	7,50	2,80	0,00487	12,80	6,76	10	18,78
LED 6500 K	<b>0,86</b>	3,75	4,26	5,91	9,58	11,95	3,99	1,49	0,00259	6,81	3,60	5,33	10

Tabulky 56 a 57 srovnávají hodnocené světelné zdroje. Základní osvětlenost těchto zdrojů je 500 lx pro interiérové zdroje a 10 lx pro zdroje z veřejného osvětlení. Pro lepší pochopení tabulek je uvedeno následující vysvětlení. Pokud je potřeba zjistit, jak velká by měla být osvětlenost klasické žárovky, aby cirkadiánní intenzita ozáření byla stejně velká jako u vysokotlaké sodíkové výbojky pro osvětlenost vysokotlaké sodíkové výbojky 10 lx, musíme se podívat na řádek pro žárovku a sloupec pro vysokotlakou sodíkovou výbojku. Pokud ale chceme vědět, jak velká by měla být osvětlenost vysokotlaké sodíkové výbojky, aby byla cirkadiánní intenzita ozáření stejně velká jako pro klasickou žárovku pro osvětlenost žárovky 10 lx, musíme sledovat sloupec pro žárovku a řádek pro vysokotlakou sodíkovou výbojku [118][122].

Z tabulky pro porovnání zdrojů používaných v domácnosti je vidět, že zdroje s nižší teplotou chromatičnosti musí vytvářet velmi vysokou intenzitu osvětlení, aby měly stejnou cirkadiánní intenzitu ozáření jako zdroje s vyšší teplotou chromatičnosti. Tento vztah platí i v opačném pohledu. Nejnižší obsah cirkadiánně aktivního záření má červená LED, která měla nulovou složku cirkadiánně aktivního záření ve spektru. Pro modrou LED jsou ekvivalentní intenzity osvětlenosti velmi nízké při porovnání se zdroji, které vytváří 500 lx. Zajímavý vztah se týkal klasické žárovky a teplé bílé LED, protože teplá bílá LED měla nižší obsah modré barvy ve spektru než klasická žárovka [122].

Z tabulky pro porovnání veřejného osvětlení jasně vyplývá, že nejmenší vliv na cirkadiánní rytmy budou mít vysokotlaké a nízkotlaké sodíkové výbojky. Pokud by tyto dva zdroje měly mít stejný obsah modré složky ovlivňující cirkadiánní rytmy ve spektru jako ostatní zdroje při osvětlenosti ostatních zdrojů okolo 10 lx, musely by sodíkové výbojky, ať už vysoko- či nízkotlaké vytvářet osvětlenosti výrazně vyšší než jiné zdroje. U vysokotlakých sodíkových výbojek by se výsledná osvětlenost pohybovala v řádu desítek luxů, u nízkotlakých sodíkových výbojek v řádu tisíců luxů. U nízkotlakých sodíkových výbojek může být měření zatíženo chybou, protože vyzářují monochromatické záření až na vlnové délce 589 nm. Cirkadiánní aktivační křivka  $c(\lambda)$  je definována pouze do 580 nm. Hodnoty, které byly získány při měření na vlnových délkách nižších než 580 nm, byly velmi nízké a může se částečně jednat o šum spektrometru [118].

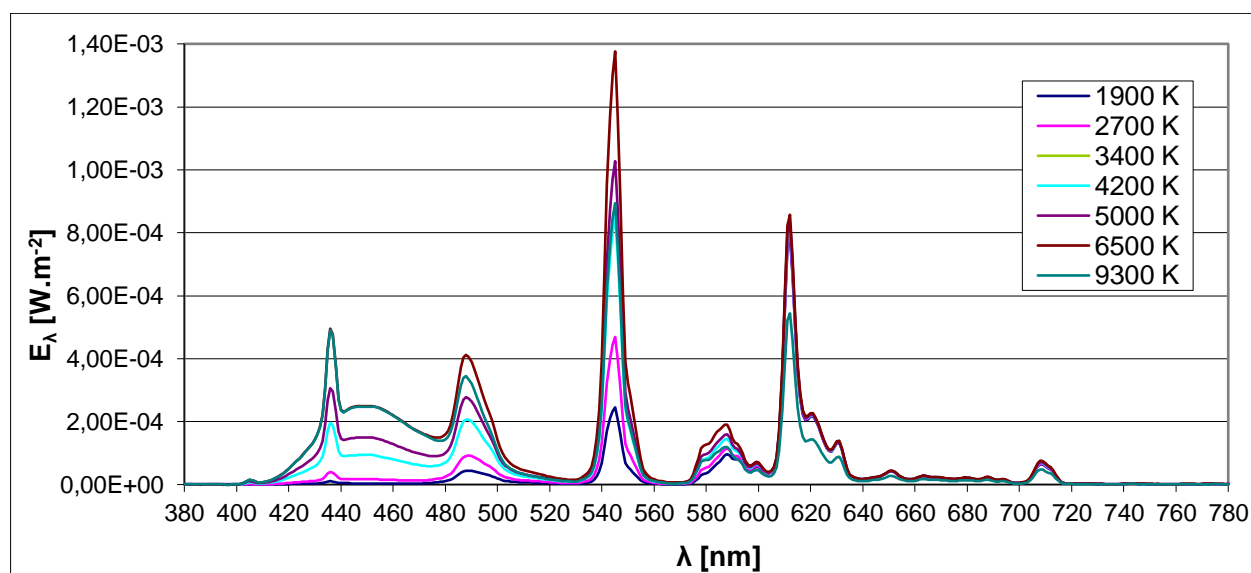
## 8.16 Modrá složka ve spektru displejů a možnosti jejího utlumení

Modré světlo se nachází jak ve světelných zdrojích, tak i v zařízeních, které k přímému osvětlení neslouží. Mezi takové přístroje se řadí například indikátory zapnutí nebo zobrazovací displeje. Indikátory zapnutí jsou většinou vyráběné s LED světelným zdrojem nebo doutnavkou a nevydávají velký světelný tok, jenž by mohl ovlivnit chod cirkadiánních rytmů. Větší možnost ovlivnění cirkadiánních rytmů je u zobrazovacích displejů. Displeje se v současné době používají ve velkém množství v elektronických zařízeních, jako jsou televize, monitory, laptopy, mobilní telefony nebo i lednice. Některé displeje slouží k zobrazování jednoduchých informací a člověk jejich pozorováním netráví mnoho času (displej na lednici). U jiných displejů ale tráví hodiny jejich pozorováním (monitory, televize nebo mobilní telefony). Některé displeje se nachází v krátkých vzdálenostech od oka pozorovatele a mohou ovlivnit fungování cirkadiánních rytmů. Mezi zařízení, u kterých je podezření na narušování cirkadiánních rytmů pozorovatele, patří displeje monitorů, laptopů a mobilních telefonů.

Aby nedošlo k narušení biorytmů v těle člověka, byly vytvořeny filtry, které pomáhají snižovat modrou složku záření ve spektru displejů. Filtry mohou být buď na brýlích, nebo se může jednat o softwarové filtry, u kterých se nastaví teplota chromatičnosti, s jakou má být vyzářována bílá barva displeje. Teplota chromatičnosti se může pohybovat v rámci nastavení displeje

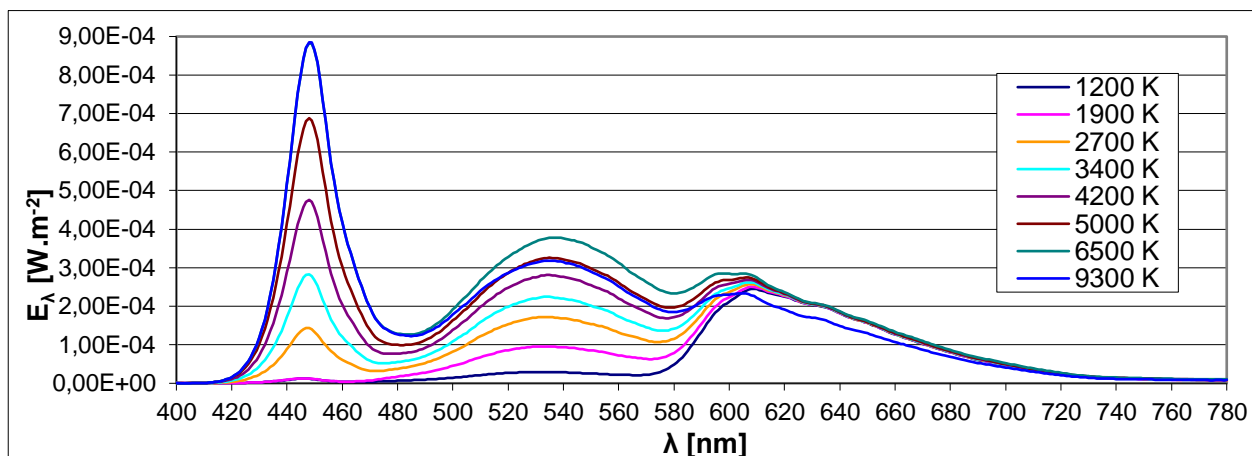
okolo 9000 K nebo 6500 K. Pomocí speciálního softwaru na úpravu teploty chromatičnosti může být snížena až na 1200 K. Tím, jak se snižuje teplota chromatičnosti ze studených odstínů bílé barvy, se snižuje i obsah modré složky ve spektru displeje.

Při zjišťování vlivu vyzařování monitorů na člověka bylo vytvořeno měření, pro něž byly vybrány dva LCD monitory. Spektrální měření bylo realizováno pomocí dvojitého monochromátoru OL750 od firmy Gooch & Housego s integrační koulí jako optickým vstupem. Spektrální průběhy byly měřeny po kroku 1 nm. Monitory byly měřeny ve vzdálenosti 50 cm od optického vstupu integrační koule dvojitého monochromátoru. K měření byly použity dva LCD displeje. První použitá obrazovka byla Fujitsu 20" DISPLAY L20T-4 s LED podsvícením. Rozlišení tohoto displeje bylo 1600x900, kontrastní poměr pro tento typ byl 1 000 000:1, formát obrazovky 16:9 a doba odezvy 5 ms. Druhým měřeným displejem byl NEC MultiSync 195VXM + s 19" širokou obrazovkou. Tento displej má TFT obrazovku s podsvícením CCFL. Optimální rozlišení displeje bylo 1280x1024, kontrastní poměr byl 800:1, obrazovka měla formát 4:3 a doba odezvy byla 5 ms. Obě LCD obrazovky byly nastaveny na bílé pozadí pomocí programu Eizo Monitor Test. Oba displeje byly měřeny při maximálního jasu. V nastavení monitoru lze nastavit teplotu barev 6500 K a 9300 K na obou obrazovkách. Při měření byly nastaveny i nižší teploty chromatičnosti bílé barvy, a to pomocí programu f.lux. Tento program snižuje obsah modrého světla ve spektru displejů v závislosti na denní fázi. Přes den intenzita modrého světla je nastavena na maximum v době a s příchodem noci se postupně snižuje modrá složka do doby, dokud teplota chromatičnosti displeje nedosáhne nastavené teploty chromatičnosti v programu f.lux. Teploty barev lze v programu f.lux nastavit od 1200 K do 6500 K. Oba hodnocené displeje byly při měření s programem f.lux nastaveny v interním nastavení na hodnotu teploty chromatičnosti 6500 K. Pokud by byly nastaveny na vyšší hodnotu teploty chromatičnosti, vyzařovaly by více modré složky a nastavené hodnoty v programu f.lux by neodpovídaly hodnotám skutečným [115].



Obrázek 89 Naměřené spektrální průběhy pro monitor s CCFL podsvícením [115]





Obrázek 90 Naměřené spektrální průběhy pro monitor s LED podsvícením [115]

Tabulka 58 Výsledné hodnoty pro LCD monitor s CCFL podsvícením [115]

T <sub>C</sub>	Bez filtru				S brýlovým filtrem Essilor				Δ <sub>cs</sub>
	E	E <sub>e</sub>	CL <sub>A</sub>	CS	E	E <sub>e</sub>	CL <sub>A</sub>	CS	
[K]	[lx]	[W·m <sup>-2</sup> ]	[%]	[-]	[lx]	[W·m <sup>-2</sup> ]	[-]	[-]	[%]
9300	8,74	0,0338	23,52	0,0334	8,34	0,0300	19,99	0,0281	15,77
6500	13,15	0,0441	27,11	0,0387	12,59	0,0400	23,28	0,0330	14,73
5000	10,36	0,0332	17,72	0,0247	9,96	0,0305	15,30	0,0212	14,48
4200	8,95	0,0275	12,72	0,0173	8,62	0,0256	11,07	0,0149	13,91
3400	7,53	0,0223	8,41	0,0111	7,28	0,0211	7,40	0,0096	12,99
2700	6,09	0,0178	4,86	0,0061	5,90	0,0171	4,35	0,0054	11,55
2300	5,27	0,0156	3,30	0,0040	5,12	0,0151	2,98	0,0036	10,51
1900	4,50	0,0139	2,24	0,0026	4,38	0,0136	2,03	0,0023	10,29
1200	3,17	0,0113	0,73	0,0008	3,11	0,0111	0,65	0,0007	12,68

Tabulka 59 Výsledné hodnoty pro LCD monitor s LED podsvícením [115]

T <sub>C</sub>	Bez filtru				S brýlovým filtrem Essilor				Δ <sub>cs</sub>
	E	E <sub>e</sub>	CL <sub>A</sub>	CS	E	E <sub>e</sub>	CL <sub>A</sub>	CS	
[K]	[lx]	[W·m <sup>-2</sup> ]	[-]	[-]	[lx]	[W·m <sup>-2</sup> ]	[-]	[-]	[%]
9300	17,55	0,0642	39,23	0,0566	16,77	0,0580	33,34	0,0479	15,29
6500	21,04	0,0728	41,25	0,0595	20,14	0,0665	35,24	0,0507	14,78
5000	18,31	0,0626	33,01	0,0474	17,54	0,0575	28,31	0,0405	14,68
4200	16,12	0,0534	25,32	0,0360	15,48	0,0496	21,89	0,0309	14,16
3400	13,52	0,0439	17,73	0,0247	13,01	0,0414	15,49	0,0214	13,37
2700	11,23	0,0364	11,79	0,0160	10,84	0,0347	10,45	0,0140	12,22
2300	9,72	0,0318	8,30	0,0109	9,40	0,0306	7,46	0,0097	10,98
1900	7,95	0,0271	4,93	0,0062	7,72	0,0264	4,52	0,0056	9,02
1200	5,20	0,0218	1,82	0,0021	5,09	0,0214	1,65	0,0019	10,42

V tabulkách 58 a 59 se nachází vypočtené hodnoty osvětlenosti  $E$ , intenzity ozáření  $E_e$ , cirkadiánního světla  $CL_A$  a cirkadiánního stimulu  $CS$ . V tabulkách jsou vypočteny hodnoty pro přímé osvětlení pozorovatele LCD monitoru a hodnoty při použití brýlového filtru Essilor Crizal® Prevencia™, který částečně blokuje fialovou a modrou oblast záření. Data byla měřena

ve vzdálenosti 50 cm, což je vzdálenost mezi okem uživatele počítače a monitorem. Během měření nebyl použit žádný jiný světelný zdroj a naměřené osvětlenosti byly vytvořeny pouze LCD monitory. Pomocí programu f.lux byla snížena teplota chromatičnosti displejů až na 1200 K, kdy vyzařované světlo již nepřipomínalo bílou barvu, ale mělo odstín červené barvy. Jak se snižovala teplota chromatičnosti displejů, klesala osvětlenost vytvářená hodnocenými displeji. Nejvyšší osvětlenost nastala při nominální hodnotě teploty chromatičnosti 6500 K. Z grafických znázornění spektrálních průběhů lze vidět, že program f.lux nereguloval pouze modrou složku záření, ale i zelenou složku vyzařování. Červená složka zůstala více méně beze změny. Z vypočtených hodnot cirkadiánního stimulu je patrné, že LCD monitory počítačů mohou mít malý vliv na biorytmy v lidském těle. Pokud chceme minimalizovat vliv LCD monitorů na lidský organismus, tak program f.lux je dobrým řešením. Z vypočtených hodnot je vidět, že hodnoty cirkadiánního stimulu klesají s klesající teplotou chromatičnosti displejů. Daní za nízký cirkadiánní podnět displejů je jejich obraz s nádechem červené barvy. Toto řešení může být vhodné pro noční kancelářskou práci, ale pro práci s grafickými návrhy nebo sledování filmů není ideální. Při porovnání hodnot naměřených při měření bez filtru a s filtrem Essilor je vidět, že filtr utlumuje intenzitu ozáření o 15 % při studených odstínech bílé barvy. S klesající teplotou chromatičnosti klesal i útlum způsobený filtrem a pro nejteplejší odstíny útlum filtru byl okolo 10 %. Tento jev je způsobený utlumováním záření na vlnových délkách v oblasti modrého záření při studených odstínech bílé barvy. Při teplých odstínech bílé barvy byl podíl modré složky ve spektru displeje minimální, a proto byla i propustnost filtru vyšší [115].

## 9 ZÁVĚR

Cílem disertační práce bylo shromáždit informace o vlivu světla a optického záření na člověka a stanovit hodnocení bezpečné expozice záření na člověka. Práce shrnuje znalosti z bezpečnosti a posuzování světelných zdrojů, svítidel a zářičů. Nezabývá se hodnocením laserů, protože lasery nepatří mezi elektrické světelné zdroje, kterým je věnována tato práce.

Základem práce je literární rešerše, ve které jsou informace získané z odborných článků a knih zahraničních autorů. V českém prostředí se problematikou nebezpečí optického záření na lidskou tkáň, zejména nebezpečím modrého světla, nikdo pořádně nezabýval a tato práce poskytuje základní přehled poranění či nemocí způsobených optickým zářením elektrických světelných zdrojů, popř. slunce. Negativní účinky záření s patologickým efektem jsou rozděleny podle druhu záření, které jej vyvolává. UV záření vytváří nebezpečí pro přední segment oka, kde může způsobit onemocnění fotokonjunktivitu, fotokeratidu nebo kataraktu. Je také nebezpečné pro kůži, na které vytváří erytém nebo při dlouhodobé a časté expozici rakovinu kůže. Viditelné záření je zase nebezpečné pro zadní segment oka, kde může vyvolávat fototepelné nebo fotochemické reakce, které vedou k nevratnému poškození sítnice. Infračervené záření působí při nadměrné expozici na přední segment oka, kde může způsobit kataraktu nebo popálení rohovky. Infračervené záření je také nebezpečné pro kůži, na které může způsobovat popáleniny. Zvláštní kapitolou bylo působení světelného záření na lidské biorytmy, kdy správně nastavená osvětlovací soustava může vhodně stimulovat biorytmy v lidském těle. Pokud je ale osvětlovací soustava navržena nesprávně, biorytmy člověka mohou být desynchronizovány a zdraví člověka může být díky tomuto jevu podlomeno.

Práce se také věnuje vyhodnocování a měření světelných zdrojů z hlediska nebezpečí optického záření. Základem pro vyhodnocování je rešerše norem a standardů, které pojednávají o fotobiologické bezpečnosti světelných zdrojů a optických zařízení. Je zde zmíněna i norma ANSI/IESNA RP-27, která je platná ve Spojené státech amerických, jelikož to byla první norma, která řešila kompletně bezpečnost záření světelných zdrojů nejen pro všeobecné, ale i pro speciální použití. V práci nejsou zastoupeny normy pro vyhodnocování laserů, protože lasery a problematika záření laserů není obsažena v zadání této disertační práce, která je zaměřena výlučně na hodnocení bezpečnosti světelných zdrojů a zářičů. V rešerši norem pro vyhodnocování nebezpečí optického záření jsou zmíněny normy pro vyhodnocování oftalmologických přístrojů, lékařských fototerapeutických přístrojů pro ošetřování kojenců, lékařských optických přístrojů a optických přístrojů pro domácí použití. Mezi normami je zmíněn i standard, který hodnotí optické záření na pracovištích. Nejdůležitějším standardem pro hodnocení světelných zdrojů a zářičů je norma ČSN EN 62471, která je zaměřena na hodnocení jak zdrojů pro všeobecné osvětlování, tak zdrojů pro speciální aplikace nebo zdrojů impulsních. Norma udává druhy nebezpečí, referenční techniku měření a měřicí a vyhodnocovací postupy. Zdroje, které vytváří vizuální efekt, doporučuje norma hodnotit ve vzdálenosti, při níž vytváří osvětlenost 500 lx. Pokud je ale tato vzdálenost nižší než 200 mm, norma doporučuje hodnotit zdroje právě ve vzdálenosti 200 mm. Dále standard doporučuje hodnotit zdroje, které nevytváří vizuální efekt (například UV a IR zářiče) a impulsní zdroje ve vzdálenosti 200 mm.

V praxi se světelné zdroje používají i pro vytváření řádově vyšších nebo nižších osvětleností než 500 lx. Pokud by světelné zdroje byly hodnoceny podle normy při 500 lx a potom instalovány tak, aby vytvářely vyšší osvětlenost, jejich nebezpečí by bylo podhodnocené. Pokud by zdroje byly nainstalovány, aby vytvářely nižší osvětlenost, jejich riziko by bylo naopak nadhodnocené. Ideální by tak bylo změřit a vyhodnotit zdroje při osvětlenostech, které se očekávají, aby riziko bylo

vyčíslené při provozních podmínkách. Často je to ale nereálné, protože výrobci svítidel neví, do jakých prostor si zákazníci svítidla nainstalují a jakou osvětlenost budou pak svítidla a světelné zdroje vytvářet. Hlavním cílem práce bylo vytvořit hodnocení světelných zdrojů a svítidel tak, aby bylo přehledně vyčísleno nebezpečí, které světelné zdroje vytváří v různých fotometrických vzdálenostech a jaké osvětlenosti v těchto fotometrických vzdálenostech dosahují. Princip hodnocení spočívá v tom, že se změří spektrální průběh intenzity ozáření ve fotometrické vzdálenosti, ve které hodnocený zdroj vytváří přibližně osvětlenost 500 lx. Pro tuto osvětlenost je pak zdroj hodnocen podle normy ČSN EN 62471 jako jeho základní nebezpečí, pro které se stanoví i skupina nebezpečí, do které je pak svítidlo zařazeno. Tato skupina nebezpečí je pak zapsaná na výrobním štítku svítidla, pokud svítidlo patří do skupin nízkého a vyššího nebezpečí. Pomocí fotometrického zákona se pak dopočítají všechny další hodnoty nebezpečí z hodnot vypočtených pro 500 lx. Důležité je vypočítat i nový zorný úhel pro novou fotometrickou vzdálenost a pomocí tohoto zorného úhlu pak vypočítat novou hodnotu záře. Užití fotometrického zákona a výpočetní metody s sebou nese určité riziko nejistoty, která může být ovlivněna geometrickými rozměry hodnoceného objektu nebo detektoru, vzdáleností mezi hodnoceným objektem a spektrometrem nebo rozbíhavostí svazku vyzařování hodnoceného objektu. Aby se zjistilo, jak uvedené parametry ovlivňují naměřené hodnoty, byla vytvořena dvě měření. V prvním měření byla hodnocena LED, u které se měnila fotometrická vzdálenost mezi LED a spektrometrem, při níž se zmenšovalo zorné pole pro hodnocenou LED. Z naměřených dat vyplývá, že nejistota naměřených hodnot se pohybovala v řádu procent až desetin procent. V druhém měření bylo hodnoceno svítidlo, jehož rozměry vyzařovací plochy byly v řádu centimetrů. Toto svítidlo vytvářelo osvětlenosti v řádu desítek až stovek klx i na vzdálenosti desítek metrů. Svítidlo bylo měřeno v nejdělsí fotometrické vzdálenosti, jakou bylo možno vytvořit v laboratoři světelné techniky, a to 12,5 m. I přesto vytvářelo na optickém vstupu monochromátoru osvětlenost okolo 135 klx, proto toto svítidlo měřit a hodnotit při 500 lx nelze, protože fotometrická vzdálenost při 500 lx by byla velmi dlouhá. Aby se ověřilo, zda se pro svítidlo dá použít výše popsaná metoda, bylo svítidlo měřeno v několika fotometrických vzdálenostech, kdy se přibližovalo směrem k optickému vstupu monochromátoru. Z naměřených dat byly vypočteny hodnoty intenzit ozáření pro ekvivalentní vzdálenosti a bylo zjištěno, že rozdíl mezi vypočtenými hodnotami byl nízký. Největší nejistota nastala ve vzdálenosti okolo 3 m, kdy svazek vyzařování přestal být rozbíhavý a přestal pro něj platit fotometrický zákon. Tato dvě měření potvrdila původní předpoklad, že se metoda hodnocení světelných zdrojů dá použít pro jakákoliv svítidla, ať už se jedná o rozměrná svítidla s intenzivním jasem nebo svítidla malých rozměrů jako jsou samotné LED čipy nebo LED svítilny. Metoda je používána i pro komerční měření fotobiologické bezpečnosti světelných zdrojů nebo svítidel v Laboratoři světelné a osvětlovací techniky.

Metodu vyhodnocování zdrojů na fotobiologickou bezpečnost lze použít kromě zdrojů, které vytváří dominantní viditelné záření, i na zdroje, které vytváří záření neviditelné, jako jsou UV záření nebo IR záření. Metoda byla v práci užita na hodnocení UV svítidla, které se používá pro scénické osvětlení černého divadla. Pro UV svítidlo byla vyhodnocena jak skupina nebezpečí, tak i bezpečná vzdálenost, ve které svítidlo nedokáže vytvořit nebezpečí pro oko a kůži, a tak může být v této vzdálenosti řazeno mezi zdroje vyjmuté. V této vzdálenosti není nutné používat ochranné pomůcky zraku nebo kůže. Při bližších vzdálenostech by bylo nutné již použít ochranu zraku nebo omezit expozici na krátkou dobu. Součástí vypočtených hodnot jsou i hodnoty pro maximální délku expozice v různých fotometrických vzdálenostech od svítidla. Metoda vyhodnocování byla v práci použita i na hodnocení vyzařování zdroje, který se nepoužívá k osvětlování, ale světlo je součástí jeho činnosti a to konkrétně svářecího oblouku. Je sice všeobecně známo, že pohled

do oblouku při sváření obalovanou elektrodou je nebezpečný, a proto je nutné nosit ochranné pracovní pomůcky zraku a kůže. Není již nikde řečeno, v jaké vzdálenosti už vyzařování elektrického oblouku není nebezpečné natolik, aby byla potřeba nosit ochranné pracovní pomůcky nebo se mohli okolo svářeče, provádějícího svou činnost, pohybovat lidé bez ochranných pomůcek. Spektrální průběh svářecího oblouku byl změřen při proudu obloukem 100 A. V praxi se používá i mnohem vyšší proud obloukem, ale pro toto měření bylo vybráno 100 A, což je proud používaný v praxi pro sváření jednoduchých lehkých konstrukcí jak v průmyslu, tak i v domácím prostředí. Bezpečná vzdálenost, ve které elektrický svářecí oblouk nevytvoří žádné zranění oka a kůže, vyšla pro proud 100 A obloukem 23,5 m. U svářecího oblouku byla vypočtena vhodnost skla pro svářecí kuklu a byly vyhodnoceny tři stupně tmavosti, kdy nejnižší stupeň označený číslem 7 nevyhověl, vyšší stupně tmavosti 9 a 11 byly pro elektrický oblouk s proudem 100 A dostačující.

Dalším bodem, kterým se disertační práce zabývala, byl vliv okolního prostředí a konstrukce světelných zdrojů na hodnoty nebezpečí modrého světla. V tomto bodě byly hodnoceny pouze zdroje s LED. Světelný tok a měrný výkon LED světelných zdrojů je silně závislý na teplotě okolního prostředí. LED totiž vytváří během svého provozu teplo, které snižuje jejich účinnost. Pokud se zdroj sepne, je i účinnost a produkce světla u LED nejvyšší, protože je zajištěno dostatečné chlazení, pokud se ale zdroj zahřeje, tak světelný tok poklesne. Z tohoto důvodu byly LED měřeny a hodnoceny od sepnutí až do ustálení světelného toku. U bílých LED byl pokles nebezpečí modrého světla o 14 %, u jednobarevné LED s vlnovou délkou 425 nm byl pokles nebezpečí modrého světla 6 %. U UV LED byl pokles nebezpečí UVA záření pro oko 30 % pro LED 365 nm a 50 % pro LED 395 nm. U těchto dvou hodnocených UV LED byl pokles nebezpečí modrého světla 23 % pro LED 365 nm a 27 % pro LED 395 nm. Z naměřených hodnot je patrné, že pokud se má hodnotit krátkodobý pohled na světelný zdroj, je potřebné jej hodnotit průběžně hned od sepnutí až po ustálený stav. Podobný jev nastal i u hodnocené vícebarevné RGB LED. U RGB LED byl hodnocen nejen současný provoz všech čipů, ale i provoz jednotlivých barevných čipů. Bylo vypočteno, že pokud se provozuje modrá LED samostatně, narůstá nebezpečí modrého světla o 8 % ve srovnání se současným provozem všech LED čipů. Tento jev je dán dobrým chlazením a odvodem tepla při provozu modrých čipů a horším chlazením, sníženou účinností tvorby světla a sníženým odvodem tepla při provozu všech LED současně. Práce se také zabývala konstrukcí LED, kdy výrobci řadí LED do tzv. BINů podle shodných vlastností LED v jednotlivých BINech. Pro UV LED nastal jev, že při rostoucí hodnotě vlnové délky rostlo nebezpečí modrého světla o desítky procent v závislosti na světelném toku hodnocených LED. Bylo to způsobeno tím, že se maximum vyzařovaného záření přibližovalo k vrcholové hodnotě akčního spektra pro hodnocení nebezpečí modrého světla. Při hodnocení nebezpečí UVA záření pro oko byly odchylky minimální, protože nebezpečí UVA záření není váženo přes akční spektrum nebezpečí. Při hodnocení nebezpečí UV záření pro oko a kůži klesalo nebezpečí s rostoucí vlnovou délkou, protože maximum vyzařování se posouvalo k vyšším vlnovým délkám od maxima akčního spektra hodnocení nebezpečí UV záření pro oko a kůži.

Práce se také zabývá bezpečnostními opatřeními a snížením nebezpečí modrého světla. Nebezpečí modrého světla se může snížit při výrobě svítidel vhodným výběrem světelných zdrojů s nízkou teplotou chromatičnosti, rozložením světelných zdrojů na velkou plochu nebo použitím difuzního rozptylujícího skla. Všechna tato opatření ale mění zásadně původní funkce svítidla. U aplikací, při kterých nelze provést výše zmíněné úpravy, je nutné dbát na bezpečnost zraku a nosit ochranné pracovní pomůcky. V exponovaných prostorech jako jsou vývojová pracoviště s LED světelnými zdroji, pracoviště výrobců svítidel nebo laboratoře světelné techniky, je samozřejmostí, že se používají při práci bezpečnostní brýle proti laserovému záření. V běžném

životě ale bude člověk stěžít nosit speciální optické brýle, které velmi zásadně ovlivňují vnímání barev. Pro snížení nebezpečí modrého světla se dají použít brýle, na nichž je nanesen filtr, který částečně blokuje modrou a fialovou složku záření. Tyto brýle se používají převážně při práci na počítači, aby se oči pracovníků neunavovaly. V rámci disertační práce bylo provedeno měření, ve kterém byly hodnoceny jak brýle proti laserovému záření, tak i tento speciální filtr. Bylo vypočteno, že pro žárovkové osvětlení vyšel pokles nebezpečí modrého světla 25 % pro brýle s filtrem modré složky a u bezpečnostních brýlí byl pokles nebezpečí modrého světla 93,8 %. Při osvětlení LED 4000 K byl pokles nebezpečí modrého světla 21 % pro brýle s filtrem modré složky a 97 % u bezpečnostních brýlí. Z vypočtených hodnot je patrné, že na redukci nebezpečí modrého světla se dají použít v běžném prostředí i konvenční brýlové filtry.

Dalším přínosem práce je vytvoření metodiky pro hodnocení nebezpečí modrého světla pro afakické oko a pseudofakické oko. V současné době není normativně zpracováno hodnocení světelných zdrojů z pohledu nebezpečí modrého světla pro afakické oko od konvenčních světelných zdrojů. Podle doporučení ICNIRP lze použít hodnotu záře  $1\,000\,000\text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{sr}^{-1}$  jako prahovou pro poškození sítnice jak modrým světlem, tak i UV zářením. Podle váhové funkce  $A(\lambda)$  lze vypočíst hodnoty nebezpečí podobně jako v případě nebezpečí modrého světla pro zdravé oko. Stejný předpoklad byl aplikován i pro pseudofakické oko, u kterého je jeho spektrální propustnost změněna implantovanou čočkou. Aby se zjistilo, jak se mění hodnocení pro afakické, pseudofakické a zdravé fakické oko, byly změřeny a hodnoceny LED světelné zdroje, které vyzařovaly bílé světlo ve třech barevných odstínech, a monochromatické LED, které vyzařovaly v UV nebo modré části spektra. Z vypočtených hodnot vyplývá, že pro zdroje, které vyzařují v oblasti UV, fialového a modrofialového spektra (do 400 nm), se hodnoty nebezpečí modrého světla zvyšují pro afakické oko ve srovnání s okem fakickým. Pokud se jedná o oko pseudofakické, tak výsledné nebezpečí závisí zejména na spektrální propustnosti implantované čočky. Pokud je implantovaná čirá čočka, nebezpečí je pro hodnocené zdroje srovnatelné se zdravým okem s výjimkou UV oblasti, kde je nebezpečí nižší. Pokud ale implantovaná čočka obsahuje optický filtr, který částečně brání modrému světlu v propustnosti čočkou, hodnoty nebezpečí modrého světla se snižují i o desítky procent oproti oku fakickému. Z naměřených hodnot je patrné, že pokud budou světelné zdroje hodnoceny pro nebezpečí modrého světla pro fakické oko, tak nemohou způsobovat vyšší nebezpečí pro pseudofakické oko, než pro jaké byly vyhodnoceny. Pokud ale bude mít člověk afakické oko, tak hodnocení zdrojů podle metody hodnocení nebezpečí modrého světla pro fakické oko je nedostatečné, a proto je potřeba vyhodnotit zdroj i na nebezpečí pro afakické oko.

Jedním z cílů práce bylo vyhodnotit, jaký vliv má věk a změny spektrální propustnosti oka na hodnocení nebezpečí modrého světla. Jelikož normativní hodnoty akčního spektra vychází z experimentů na zvířatech, je proto obtížné konstatovat, jakému věku člověka toto akční spektrum odpovídá. Toto akční spektrum by mělo odpovídat dospělému člověku, u něhož byl ukončen fyziologický vývoj zraku a zároveň jeho zrakové ústrojí není degenerováno vlivem stařeckých nemocí. Tomuto předpokladu odpovídá věk 32 let, tak jak je tomu u normalizovaného pozorovatele podle CIE 2006. Tomuto věku proto byly přiřazeny hodnoty odpovídající hodnotám pro nebezpečí modrého světla v ČSN EN 62471 a pro ostatní hodnoty stáří člověka byly vypočteny vztažné hodnoty spektrálních propustností oka, které se vztahovaly k věku 32 let. Poté byly pro každý věk vypočteny hodnoty nebezpečí modrého světla pro světelné zdroje použité při vyhodnocování nebezpečí modrého světla pro fakické, afakické a pseudofakické oko. Z vypočtených hodnot v práci je patrné, že nebezpečí modrého světla se se zvyšujícím věkem snižuje. Tato závislost je způsobená snižující se spektrální propustností oka, zejména v modré oblasti spektra. Pro mladší

lidi jak 32 let ale nebezpečí modrého světla roste, a to jak v modré oblasti, tak i v oblasti UV záření. Oko dětí navíc částečně propouští UV záření okolo 320 nm na sítnici, kde toto záření může mít patologický vliv na tkáň a způsobovat poranění.

V rámci práce byly vytvořeny křivky vyzařování světelných zdrojů pro nebezpečí modrého světla. Základem bylo měření svítidla na goniofotometru a vyhodnocení spektrálních průběhů pro každý stupeň měření. Z naměřených hodnot byly vypočteny hodnoty nebezpečí modrého světla pro každý naměřený stupeň. Svítidlo se na goniofotometru otáčelo s krokem měření  $5^\circ$  v rovině  $\gamma$ . Jelikož se jednalo o symetrické svítidlo podle dvou os, nebylo potřebné svítidlo natáčet v rovině C. Svítidlo bylo hodnoceno i pomocí jasové analýzy, kdy měřenou veličinou byl jas, který byl pak přepočítán pomocí převodní konstanty ze spektrometrického měření spektrálních průběhů na zář nebezpečí modrého světla. Z jasové analýzy byly opět vytvořeny křivky vyzařování pro hodnocené svítidlo. Křivky vyzařování svítidla byly nasimulovány v programu SPEOS, kdy byl využit RAY file svítidla, který dokonale vytváří prostorové vyzařování v simulačním programu. Svítidlo bylo hodnoceno pro dva zorné úhly – 0,011 rad a 0,1 rad. Z křivek záře, které byly vytvořeny z naměřených, vypočtených a simulovaných hodnot, jsou patrné malé odchylky. Jelikož jasová analýza není kalibrována na vyhodnocování záře nebezpečí modrého světla, musela být vytvořena přepočítávací konstanta vypočtená ze spektrometrického měření. Tato konstanta, která zavádí další nejistotu při vyhodnocování, byla aplikována i na simulaci, protože pro simulaci neexistovala vstupní radiometrická data. Z porovnání křivek vyzařování je patrné, že při vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti by se daly použít i simulační programy, pokud budou známa radiometrická data pro každý paprsek v RAY filu. Ze srovnání naměřených hodnot pomocí jasové analýzy a spektrometrického měření plyne, že pro vyhodnocování nebezpečí modrého světla by mohly být využity i jasové analyzátoři za předpokladu, že budou kalibrovány na akční spektrum nebezpečí modrého světla. V rámci práce byl vytvořen návrh filtru, který upravuje spektrální citlivost digitálního fotoaparátu tak, aby byl schopný vyhodnocovat nebezpečí modrého světla. Pro návrh byl využit výpočetní program, který se používá pro kalibraci jasového analyzátoru LumiDISP a spektrálních citlivostí digitálního fotoaparátu. Navržený filtr ale nebude přesně upravovat citlivost fotoaparátu tak, aby odpovídala přesně akčnímu spektru nebezpečí modrého světla. Výsledná odchylka citlivosti digitálního fotoaparátu s navrženým filtrem od akčního spektra nebezpečí modrého světla bude okolo 9 %. Výsledná odchylka je způsobená slabou citlivostí detektoru digitálního fotoaparátu v oblasti vlnových délek do 420 nm. Jelikož ale většina světelných zdrojů v této oblasti spektra nevyzařuje nebo vyzařuje velmi málo, bude nejistota měření světelných zdrojů okolo 3 %.

Nad rámec disertační práce bylo řešeno částečně i téma, které úzce souvisí s modrým světlem, a to vliv modrého světla na biorytmy lidí. Práce se věnovala porovnání světelných zdrojů z pohledu obsahu modrého světla ve spektru. Byly vytvořeny dvě srovnávací tabulky, kdy v první tabulce jsou srovnány světelné zdroje pro interiér a ve druhé tabulce jsou světelné zdroje pro veřejné osvětlení. Základní srovnávací veličinou je osvětlenost. Osvětlenost je ale veličina fotometrická, proto byly vždy vypočteny ekvivalentní osvětlenosti na základě obsahu modrého světla ve spektru. Pokud byly srovnávány například zdroje pro interiér, tak první srovnávaný zdroj měl osvětlenost 500 lx a osvětlenost druhého zdroje byla dopočtena tak, aby měl stejný obsah modré složky ve spektru jako zdroj první při osvětlenosti 500 lx. Z vytvořených tabulek je patrné, že LED 2700 K má ve svém spektru menší obsah modré složky než klasická žárovka, protože když klasická žárovka vytváří osvětlenost 500 lx, tak má ve svém spektru stejný obsah modré složky jako LED 2700 K při osvětlenosti 481 lx. Zajímavý případ nastal u modré LED, kdy modrá LED, pokud vytváří osvětlenost v řádu jednotek luxů, má stejný obsah modré složky ve spektru jako ostatní

zdroje, které vytváří osvětlenost 500 lx. Pokud je tedy modrá LED nainstalována jako indikátor sepnutého stavu na elektrických spotřebičích, tak může vytvářet nízké osvětlenosti, které ale mohou být aktivní v ovlivňování biorytmů člověka.

## 9.1 Shrnutí

Cílem disertační práce bylo najít slabá místa při vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti a přinést pro ně řešení. Jako nejslabší místo vyhodnocování světelných zdrojů na fotobiologickou bezpečnost bylo nalezeno hodnocení světelných zdrojů pro osvětlenost 500 lx nebo ve vzdálenosti 200 mm od optického vstupu spektrometru pro zdroje s minimální tvorbou světla. Řešením bylo vytvoření metody hodnocení světelných zdrojů, při které byl zdroj změřen a vyhodnocen ve vzdálenosti, ve které vytváří osvětlenost 500 lx, a hodnoty nebezpečí pro ostatní vzdálenosti byly dopočítány. Metoda byla následně ověřena měřeními. V práci byla také využita metoda vyhodnocování fotobiologické bezpečnosti pro hodnocení UV zdrojů, pro něž stanovila bezpečnou vzdálenost a také maximální délku expozice v různých vzdálenostech. Bezpečná vzdálenost od světelného zdroje není zmíněna v žádné normě, ale je dobré ji znát, aby se lidé pracující v blízkosti UV zdrojů vyvarovali nebezpečí. Práce také postihuje vliv okolních podmínek a konstrukčních parametrů na hodnoty fotobiologické bezpečnosti, protože pro hodnocení fotobiologické bezpečnosti se předpokládají ustálené provozní podmínky zdroje a nebere se do úvahy vliv ustalování světelných parametrů po sepnutí zdroje. Dalším chybějícím prvkem v normativním prostředí je hodnocení nebezpečí modrého světla pro afakické a pseudofakické oko. Ve světové literatuře existují sice doporučení, jak hodnotit toto nebezpečí, nikde to ale není ve formě normy. V práci byla proto vytvořena metoda pro hodnocení nebezpečí modrého světla pro afakické a pseudofakické oko. Práce se také zabývala změnou nebezpečí modrého světla v závislosti na spektrální propustnosti oka, která se mění vlivem věku. Posledním významným bodem, kterým se práce zabývala, byla tvorba čar vyzařování nebezpečí modrého světla pro hodnocené svítidlo, které je vhodné znát, pokud chceme vědět, jaké nebezpečí může svítidlo vytvářet, a to jak při přímém pohledu v ose vyzařování, tak i v dalších úhlech pohledu. Práce se také zabývá snížením nebezpečí modrého světla jak v pracovním procesu, tak i v domácím prostředí pomocí ochranných pomůcek zraku. Práce se okrajově zabývá i hodnocením a porovnáváním světelných zdrojů z pohledu melanopicky aktivního záření, protože světlo a jeho vliv na biorytmy člověka úzce souvisí s fotobiologickými vlastnostmi světelných zdrojů a jejich vlivem na lidský organismus.



**POUŽITÁ LITERATURA**

- [1] ALGVERE, P. V. A KOL. *Age-related maculopathy and the impact of blue light hazard*. Acta Ophthalmologica Scandinavica, 2006, strana 4-15
- [2] ANDERSON, R., R., PARRISH, J., A. *The Optics of Human Skin*. The Journal of Investigative Dermatology, 1981, strana 13-19
- [3] ANSI/IESNA RP-27. *Recommended Practice for Photobiological Safety for Lamps*.
- [4] ARTIGAS, J. M., A KOL. *Spectral Transmission of the Human Crystalline Lens in Adult and Elderly Persons: Color and Total Transmission of Visible Light*. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2012, strana 4076-4084
- [5] ARTIGAS, J. M., A KOL. *Spectral Transmittance of Intraocular Lenses under Natural and Artificial Illumination*. ARVO 2009 Annual, 2009, 8 stran
- [6] ATCHINSON, D., SMITH, G., *Optics of the Human Eye*. Edinburgh, 2000, 268 stran, ISBN 0 7506 3775 7
- [7] AVANTES. *Calibration Certificate*. 2004, 11 stran
- [8] BACHEM, A. *Ophthalmic ultraviolet action spectra*. American Journal of Ophthalmology, 1956, strana 969-975
- [9] BIERMAN A. A KOL. *The Daysimeter: a device for measuring optical radiation as a stimulus for the human circadian system*. 2005, 19 stran
- [10] BIERMAN, A., FIGUEIRO, G., REA, M. S. *Measuring and predicting eyelid spectral transmittance*. Journal of Biomedical Optics, 2011, ID067011
- [11] BOETTNER, E. A., WOLTER, J. R., *Transmission of the ocular media*. Investigative Ophthalmology & Visual Science December, 1962, strana 776-783
- [12] BOYCE, P. R. *Human Factors in Lighting – Third Edition*. CRC Press, 2014, stran 666, ISBN 978-1-4398-7488-2
- [13] BRAINARD, G. A KOL. *Action Spectrum for Melatonin Regulation in Humans*. The Journal of Neuroscience, 2001, strana 6405-6412
- [14] BULLOUGH, J. D. *The Blue-Light Hazard: A Review*. Journal of the Illuminating Engineering Society, 2013, strana 6-14
- [15] CAMPBELL, S. S., MURPHY, P. J. *Extraocular Circadian Phototransduction in Humans*. Science, 1998, strana 396-399
- [16] CHAOPU, Y. A KOL. *Change of blue light hazard and circadian effect of LED backlight displayer with color temperature and age*. Optics Express, 2018, 12 stran
- [17] CIE. *A Computerized Approach to Transmission and Absorption Characteristics of the Human Eye*. CIE 203:2012, 60 stran ISBN 978-3-90284241-1
- [18] ČIHÁK, R. *Anatomie 3*. Grada, Praha 1997, 6672 stran, ISBN 80-7169-140-2
- [19] COGAN, D. G., KINSEY, V. E. *Action spectrum of keratitis produced by ultraviolet radiation*. Arch. Ophthalm, 1946, strana 660-677
- [20] COLOUR & VISION RESEARCH LABORATORY. *Judd-Vos modified CIE 2-deg colour matching functions (1978)* [on line]. CVRL. [Cit. 27.1.2019]. Dostupné z: <http://cvrl.ioo.ucl.ac.uk/database/text/cmfs/ciexyzjv.htm>

- [21] ČSN EN 14255-1. *Měření a hodnocení osobních dávek při vystavení inkohherentnímu optickému záření – Část 1: Ultrafialové záření vysílané umělými zdroji na pracovní místa.* obsahuje EN 14255-1
- [22] ČSN EN 14255-2. *Měření a hodnocení osobních dávek při vystavení inkohherentnímu optickému záření – Část 2: Viditelné a infračervené záření vysílané umělými zdroji na pracovní místa.* obsahuje EN 14255-2
- [23] ČSN EN 14255-3. *Měření a hodnocení osobních dávek při vystavení inkohherentnímu optickému záření – Část 3: UV-záření vysílané sluncem.* obsahuje EN 14255-3
- [24] ČSN EN 14255-4. *Měření a hodnocení osobních dávek při vystavení inkohherentnímu optickému záření – Část 4: Terminologie a veličiny používané při měření dávek-UV, viditelného a infračerveného záření.* obsahuje EN 14255-4
- [25] ČSN EN 60335-2-27 ed. 4. *Bezpečnost elektrických spotřebičů pro domácnost a podobné účely - Část 2-27: Zvláštní požadavky na spotřebiče pro ošetřování pleti použitím ultrafialového a infračerveného záření.* idt IEC 60335-2-27:2009
- [26] ČSN EN 60601-2-50. *Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-50: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost kojeneckých fototerapeutických přístrojů.* obsahuje IEC 60601-2-50:2009
- [27] ČSN EN 60601-2-57. *Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-57: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost přístrojů obsahujících nelaserový světelný zdroj určených pro terapeutické, diagnostické, monitorovací a kosmetické / estetické použití.* obsahuje IEC 60601-2-57:2011
- [28] ČSN EN 62471. *Fotobiologická bezpečnost světelných zdrojů a soustav světelných zdrojů.* obsahuje IEC 62471:2006
- [29] ČSN EN ISO 15004-2. *Oftalmologické přístroje – Základní požadavky a zkušební metody – Část 2: Ochrana před světelným nebezpečím se používá k hodnocení zařízení pro oftalmologii.* obsahuje EN ISO 15004-2
- [30] ČSN IEC 50(845). *Mezinárodní elektrotechnický slovník. Kapitola 845: Osvětlení.*
- [31] CULEN, P. A., *Photokeratitis and Other Phototoxic Effects on the Cornea and Conjunctiva.* International Journal of Toxicology, 2002, strana 455-464
- [32] CZEISLER, CH. A. A KOL. *Bright Light Resets the Human Circadian Pacemaker Independent of the Timing of the Sleep-Wake Cycle.* Science, 1986, strana 667-671
- [33] CZEISLER, CH. A. A KOL. *Suppression of melatonin secretion in some blind patients by exposure to bright light.* The New England Journal of Medicine, 1995, strana 6-11
- [34] DELIC, N. C., A KOL. *Damaging Effects of Ultraviolet Radiation on the Cornea.* Photochemistry and photobiology, 2017, strana 920-929
- [35] DIN V 5031-100:2009-06. *Strahlungsphysik im optischen Bereich und Lichttechnik – Teil 100: Über das Auge vermittelte, nichtvisuelle Wirkung des Lichts auf den Menschen – Größen, Formelzeichen und Wirkungsspektren.*
- [36] DOLIN, J. P. *Ultraviolet radiation and cataract: a review of the epidemiological evidence.* British Journal of Ophthalmology, 1994, strana 478-482
- [37] EDVARSDSEN, K. A KOL. *Vitamin D-effective solar UV radiation, dietary vitamin D and breast cancer risk.* International Journal of Cancer, ed. 128, 2010, strana 1425-1433

- [38] FIGUEIRO, M. G., A KOL. *The impact of light from computer monitors on melatonin levels in college students*. Neuroendocrinology Letters, 2011, strana 158-163
- [39] GAILLARD, E. R., A KOL. *Transmission of Light to the Young Primate Retina: Possible Implications for the Formation of Lipofuscin*. Photochemistry a Photobiology, 2011, strana 18-21
- [40] GALL, D. *Die Messung circadianer Strahlungsgrößen*. Technische Universität Ilmenau, 2004
- [41] GAMBICHLER, T. A KOL. *Determination of the minimal erythema dose for ultraviolet A1 radiation*. British Journal of Dermatology, 2016, strana 238-244
- [42] GEERAETS, W. J., BERRY, E. R., *Ocular spectral characteristics as related to hazards from lasers and other light sources*. American Journal of Ophthalmology, 1968, strana 15-20
- [43] GLICKMAN, G. A KOL. *Inferior Retinal Light Exposure Is More Effective than Superior Retinal Exposure in Suppressing Melatonin in Humans*. The Journal of Biological Rhythms, 2003, strana 71-79
- [44] HABEL, J. A KOL. *Světelná technika a osvětlování*. FCC Public, Praha 2013, 624 stran, ISBN 978-80-86534-21-3
- [45] HAM, W. T. A KOL. *Retinal sensitivity to damage from short wavelength light*. Nature, 1976, strana 153-155
- [46] HAM, W. T. A KOL. *The Nature of Retinal Radiation Damage Dependence on Wavelength, Power Level and Exposure Time*. Vision Research, 1980, strana 1105-1111
- [47] HAMADOVÁ, P. A KOL. *Oftalmopedie*. Paido, Brno 2007, 122 stran, ISBN 978-80-7315-145-4
- [48] HOGAN, R. *Type A and Type B Uncertainty: Evaluating Uncertainty Components*. 2017, [citováno 18.8.2020] Dostupné z: <https://www.isobudgets.com/type-a-and-type-b-uncertainty/#type-a-uncertainty-definition>
- [49] HOLZMAN, D. C. *What is color? The Unique Human Health Effects of Blue Light*. Environmental Health Perspectives, 2010, strana A22 – A27, ISSN 00916765
- [50] HÖMKE, P., A KOL. *Eye blinks are perceived as communicative signals in human face-to-face interaction*. PLOS ONE 2018 Annual, 2018, 13 stran
- [51] HUBALEK, S., SCHIERZ, CH. *LichtBlick – photometrical situation and eye movements at VDU work places*. 2004, 8 stran
- [52] ICNIRP. *ICNIRP Guidelines on Limits of Exposure to Incoherent Visible and Infrared Radiation*, Health Physics, 2013, strana 74-96 [citováno 11.3.2019] Dostupné z: [https://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPVisible\\_Infrared2013.pdf](https://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPVisible_Infrared2013.pdf)
- [53] ICNIRP. *ICNIRP Statement of far infrared radiation exposure*, Health Physics, 2006, strana 630-645 [citováno 29.3.2019] Dostupné z: <https://www.icnirp.org/en/frequencies/infrared/index.html>
- [54] ILLUMINATING ENGINEERING SOCIETY. *Erythema Action Spectrum* [online] Illuminating Engineering Society. [citováno 14.2.2019]. Dostupné z: <https://www.ies.org/definitions/erythema-action-spectrum/>  
*indoor tanning devices compared with solar radiation exposures*. Photochemistry and Photobiology, 2016, strana 450-455

- [55] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION: *TC 76 Optical radiation safety and laser equipment*. [citováno 6.6.2019] Dostupné z: [https://www.iec.ch/dyn/www/f?p=103:38:0:::FSP\\_ORG\\_ID,FSP\\_APEX\\_PAGE,FSP\\_PROJECT\\_ID:1264,23,19263#](https://www.iec.ch/dyn/www/f?p=103:38:0:::FSP_ORG_ID,FSP_APEX_PAGE,FSP_PROJECT_ID:1264,23,19263#)
- [56] INTERNATIONAL WELL BUILDING INSTITUTE. *Circadian Light Design*, [citováno 9.3.2020] Dostupné z: <https://standard.wellcertified.com/light/circadian-lighting-design>
- [57] JCGM 100:2008. Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement, 2008
- [58] JCGM 200:2012(E/F). International vocabulary of metrology – Basic and general concepts and associated terms (VIM) 3<sup>rd</sup> Edition, 2008
- [59] KEN-KUO, L., A KOL. *Spectral Transmission Characteristics of Spectacle, Contact, and Intraocular Lenses*. *Annals of Ophthalmology*, 2012, strana 206-215
- [60] KOLEKTIV AUTORŮ: *Anatomie lidské kůže* [online]. Hojení-ran.cz [citováno 8.4.2019] Dostupné z: <https://www.hojeni-ran.cz/anatomie-lidske-kuze>
- [61] KOLEKTIV AUTORŮ: *Vitamin D* [online]. Wikiskripta, Projekt sítě lékařských fakult MEFANET [citováno 3.2.2019]. Dostupné z [https://www.wikiskripta.eu/w/Vitamin\\_D](https://www.wikiskripta.eu/w/Vitamin_D)
- [62] KRAATS, J., NORREN, D. *Optical density of the aging human ocular media in the visible and the UV*. *Journal of Optical Society of America*, 2007, strana 1842-1857
- [63] KRAATS, J., NORREN, D., *Optical density of the aging human ocular media in the visible and the UV*. *Journal of the Optical Society of America*, 2007, strana 1842-1857
- [64] KRTOLOVÁ, A. A KOL. *Světlo a osvětlování*. Avicenum / Zdravotnické nakladatelství, Praha 1981, 272 stran
- [65] KRZESZOWIAK, T. *Photobiologische sicherheit des bühenlichtes am theater*. Lux Europa, 2013
- [66] KUDĚLKA, V. A KOL. *Bezpečnostní předpisy při svařování*. SHR, tiskárna, spol. s r.o., Blansko 2001, 43 stran
- [67] LEŠTÁK, J. *Oftalmologie (soubor přednášek)*. FBMI ČVUT, Praha, 283 stran, ISBN 978-80-01-04956-3
- [68] LEVIN, R. E. *Photobiological Safety and Risk—ANSI/IESNA RP-27 Series*. *Journal of the Illuminating Engineering Society*, 2013, 12 strana 136-143
- [69] LEWY, A. J. A KOL. *Light Suppresses Melatonin Secretion in Humans*. *Science*, 1980, strana 1267-1268
- [70] LIGHTING RESEARCH CENTER. *Circadian-Effective Light*, 2019, [citováno 14.5.2019] Dostupné z: <https://www.lrc.rpi.edu/cscalculator/CircadianEffectiveLight.pdf>
- [71] LOCKLEY, L. W. A KOL. *High Sensitivity of the Human Circadian Melatonin Rhythm to Resetting by Short Wavelength Light*. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 2003, strana 4502-4506
- [72] LUND, J., D., A KOL. *Spectral dependence of retinal thermal injury*. *Journal of Laser Applications*, 2008, strana 76-82
- [73] LUND, J., D., EDSALL, P. *Action spectrum for retinal thermal injury*. *Proc. SPIE 3591, Ophthalmic Technologies IX*, 1999, strana 324-334
- [74] LYDAHL, E., BO, P. *Infrared radiation and cataract II. Epidemiologic investigation of glass works*. *Acta ophthalmologica*, 1984, strana 976-992

- [75] MADJIDI, F. *Using Temperature of IR Sources for Assessing Photochemical and Aphakic Retinal Hazard*. Iranian Journal of Medical Physics, 2016, strana 43-48
- [76] MINORS, D. S., WATERHOUSE, J. M. *The use of constant routines in unmasking the endogenous component of human circadian rhythms*. Chronobiology International, 1984, strana 205-216
- [77] MIYAMOTO, Y., SANCAR, A. *Vitamin B2-based Blue-Light Photoreceptors in the Retinohypothalamic Tract as the Photoactive Pigments for Setting the Circadian Clock in Mammals*. Proc. Natl. Acad. Sci., 1998, strana 6097-6102
- [78] MIYAUCHI, M. A KOL. *Determining an Effective UV Radiation Exposure Time for Vitamin D Synthesis in the Skin Without Risk to Health: Simplified Estimations from UV Observations*. Photochemistry and Photobiology, 2016, strana 863-869
- [79] MOORE, L. A. A KOL. *Review of photokeratitis: Corneal response to ultraviolet radiation (UVR) exposure*. African Vision and Eye Health, 2010, strana 123-131
- [80] MORITA, T., TOKURA, H. *The Influence of Different Wavelengths of Light on Human Biological Rhythms*. Journal of Physiological Anthropology, 1997, strana 91-96
- [81] MUEHLBAUER, P., MCGOWAN, C. *Skin Cancer (Site-Specific Cancer Series)*. Oncology Nursing Society, 2009, stran 256, ISBN 978-1890504786
- [82] NOELL, W. K. A KOL. *Retinal damage by light in rats*. Investigative Ophthalmology, 1966, strana 450-473
- [83] NORREN, D., GORGELS, T. G.M.F. *The Action Spectrum of Photochemical Damage to the Retina: A Review of Monochromatic Threshold Data*. Photochemistry and Photobiology, 2011, strana 747-753
- [84] OKUNO, T., A KOL. *Evaluation of Blue-Light Hazards from Various Light Sources*. Developments in Ophthalmology, 2002, strana 104-112
- [85] OPTRONIC LABORATORIES. *OL 750 Automated Spectroradiometric Measurement System* [online]. OL. [Cit. 22.3.2020]. Dostupné z: <https://optroniclabs.com/products/spectroradiometers/ol-750-automated-spectroradiometric-measurement-system/>
- [86] ORIOWO, O. M. *Action Spectrum and Recovery for In Vitro UV-Induced Cataract Using Whole Lenses*. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2001, strana 2596-2602
- [87] OWCAREK, G., A KOL. *Light transmission through intraocular lenses with or without yellow chromophore (blue light filter) and its potential influence on functional vision in everyday environmental conditions*. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, 2016, strana 66-70
- [88] PALENČÁR, R., A KOL. *Nejistoty v měření II: nejistoty přímých měření*. Automa, 2001, strana 52-56
- [89] PARISCH, J. A. A KOL. *Erythema and Melanogenesis Action Spectra of Normal Human Skin*. Photochemistry and Photobiology, 1982, strana 187-192
- [90] PHILIPS ROYAL. *Actiwatch Spectrum*. Helsinki University of Technology, 2006, 80 stran [citováno 15.5.2019] Dostupné z: <http://www.usa.philips.com/healthcare/product/HC1046964/actiwatch-spectrum-activity-monitor>
- [91] PHILIPS, A. J. K., A KOL. *High sensitivity and interindividual variability in the response of the human circadian system to evening light*. PNAS, 2019, strana 12019-12024

- [92] PLCH, J. *Světelná technika v praxi*. IN-EL, Praha 1999, 210 stran, ISBN 80-86230-09-0
- [93] PONS, A. A KOL. *Determination of the action spectrum of the blue-light hazard for different intraocular lenses*. Optical Society of America, 2007, strana 1545-1550
- [94] PROVENCIO, I. A KOL. *A Novel Human Opsin in the Inner Retina*. The Journal of Neuroscience, 2000, strana 600-605
- [95] PROVENCIO, I. A KOL. *Visual and Circadian Responses to Light in Aged Retinally Degenerate Mice*. Vision Res., 1994, strana 1799-1806
- [96] REA, S. M. A KOL. *A model of phototransduction by the human circadian system*. Brain Research Reviews, 2005, strana 213-228
- [97] REA, S. M. A KOL. *Circadian light*. Journal of Circadian rhythms, 2010, 10 stran
- [98] REA, S. M. A KOL. *Modelling the spectral sensitivity of the human circadian system*. Lighting Research Technology, 2011, strana 1-12
- [99] REDFERNE, P. H., WATERHOUSE, J. M., MINORS, D. S. *Circadian rhythms: Principles and Measurement*. Pharmacology & Therapeutics, 1991, strana 311-327
- [100] ROBE LIGHTING S.R.O. *Datasheet ROBE MegaPointe®*, [citováno 16.8.2020] Dostupné z: [https://cdn.robe.cz/fileadmin/user\\_upload/product\\_pdf/en\\_megapointe.pdf](https://cdn.robe.cz/fileadmin/user_upload/product_pdf/en_megapointe.pdf)
- [101] ROBERTS, J. E. *Ultraviolet Radiation as a Risk Factor for Cataract and Macular Degeneration*. Eye & Contact Lens, 2011, strana 246-249
- [102] SAW, S.-M., TAN, D. *Pterygium: prevalence, demography and risk factors*. Ophthalmic Epidemiology, 1999, strana 219-228
- [103] SCHACHAT, A. P. A KOL. *Ryan's Retina*. Elsevier Inc., 2018, Ebook, 8665 stran, ISBN 978-0323401975
- [104] SCHMUT, O. A KOL. *Iodid schützt Bindehautzellen vor der Schädigung durch UV-Licht. Spektrum der Augenheilkunde – Springer Verlag*, 2000, strana 214-217
- [105] SCHNEIDER, T., A KOL. *Aging properties of deuterium lamps used in calibrations of UV spectroradiometers*. Proceedings of the 29th CIE SESSION, 2019, strana 1221-1228
- [106] SCHULMEISTER, K. Concepts in dosimetry related to laser safety and optical radiation hazard evaluation. SPIE Proceeding 2001, 2001, strana 104-116
- [107] SLINEY, D. H. *Ocular Hazards of Light*. International Lighting in Controlled Environments Workshop, 1994, strana 183-189
- [108] SLINEY, D. H., WOLBARSH, M. *Safety with Lasers and Other Optical Sources*. Springer Science, New York, 1980, stran 1035, ISBN 978-1-4899-3598-4
- [109] SLINEY, D., H., BERGMAN, R., O'HAGAN, J. *Photobiological Risk Classification of Lamps and Lamp Systems—History and Rationale*. Leukos - The journal of the Illuminating Engineering Society of North America, 2016, strana 213-234
- [110] SMITH K. C. *Basic Photochemistry* [online] Photobiological science online. [citováno 10.3.2019]. Dostupné z: <http://photobiology.info/Photochem.html>
- [111] SOLA, Y. A KOL. *Ultraviolet spectral distribution and erythema-weighted irradiance from*
- [112] STECK, B. *Photoconjunctivitis*. CIE-Journal, 1986, strana 24-28
- [113] STECK, B. *Photokeratitis*. CIE-Journal, 1986, strana 19-23
- [114] ŠTĚPÁNEK, J., ŠKODA, J. *Cirkadiánní aktivační index denního světla. Kurz osvětlovací techniky XXXII*, 2016, strana 289-293

- [115] ŠTĚPÁNEK, J., ŠKODA, J. *Photobiological safety of LCD screens*. Proceedings of 28th CIE Session 2015, 2015, strana 1244-1251
- [116] ŠTĚPÁNEK, J., ŠKODA, J. *Photobiological Safety of the Sun*. Proceedings of the 21st International Conference LIGHT SVĚTLO 2015, 2015, strana 117-119
- [117] ŠTĚPÁNEK, J., ŠKODA, J. *Vliv ustalování světelných parametrů na hodnoty fotobiologické bezpečnosti*. Kurz osvětlovací techniky XXXIV , 2018, strana 201-210
- [118] ŠTĚPÁNEK, J., ŠKODA, J., KRBAL, M., MOTYČKA, M. *Porovnání světelných zdrojů pro veřejné osvětlení z hlediska jejich vlivu na cirkadiánní rytmy*. Kurz osvětlovací techniky XXXIII , 2017, strana 217-223
- [119] ŠTĚPÁNEK, J., ŠKODA, J., KRBAL, M., MOTYČKA, M. *Reducing of Blue Light Hazard*. Proceedings of the Lux Europa 2017, 2017, strana 644-648
- [120] ŠTĚPÁNEK, J., ŠKODA, J., KRBAL, M., MOTYČKA, M. *Visual angle in photobiological safety*. Proceedings of the 2017 18th International Scientific Conference on Electric Power Engineering (EPE), 2017, strana 287-290
- [121] ŠTĚPÁNEK, J., ŠKODA, J., KRBAL, M., MOTYČKA, M., NEKVAPIL, J. *Changes of blue light hazard for RGB LED*. Proceedings of the 2018 19th International Scientific Conference on Electric Power Engineering (EPE), 2018, strana 482-485
- [122] ŠTĚPÁNEK, J., ŠKODA, J., KRBAL, M., WASSERBAUER, V. *Comparison of Light Sources for Household Use due Circadian Effect*. Proceedings of the 2016 17th International Scientific Conference on Electric Power Engineering (EPE), 2016, strana 485-488
- [123] ŠULA, O. *Příručka osvětlovací techniky*. SNTL, Praha 1979, 400 stran
- [124] TEIKARI, P. *Circadian field photometry*. Helsinki University of Technology, 2006, 80 stran [citováno 14.5.2019] Dostupné z: <https://www.scribd.com/document/226212448/Circadian-Field-Photometry>
- [125] THAPAN, K. A KOL. *An action Spectrum for melatonin suppression: evidence for a novel non-rod, non-cone photoreceptor system in humans*. The Journal of Physiology, 2001, strana 261-267
- [126] TORII, H., A KOL. *Violet Light Transmission is Related to Myopia Progression in Adult High Myopia*. Nature – Scientific Reports, 2017, 8 stran
- [127] TURNHAM, J.: *Nonmelanoma Skin Cancer (NMSC)* [online]. The Skin of Color Society (SOCS) [citováno 5.2.2019]. Dostupné z: <http://skinofcolorsociety.org/dermatology-education/nonmelanoma-skin-cancer-nmsc/>
- [128] UNIVERSITY OF MINNESOTA. *Franz Halberg*, [citováno 26.8.2020] Dostupné z: <http://halbergchronobiologycenter.umn.edu/home/franz-halberg>
- [129] VYPLAŠILOVÁ, E. *Anatomie a fyziologie oka – přednáškové slidy*. Oční klinika 1. LF UK, Praha 2009
- [130] WEVER, R. A. *The Circadian System of Man. Results of Experiments under Temporal Isolation*. Springer-Verlag, 1979, 284 stran, ISBN 978-1-4612-6142-1
- [131] WIRELI LED: *Kolorimetrie a LED BINy*. [citováno 8.8.2019] Dostupné z: <http://www.wireliled.cz/aplikacni-poznamky/kolorimetrie>
- [132] WORLD HEALTH ORGANISATION. *Global Solar UV Index: A Practical Guide*. Ženeva, 2002, 18 stran, ISBN 92-4-159007-6

- [133] WORLD HEALTH ORGANIZATION. *The known health effects of UV* [online] WHO. [citováno 14.2.2019]. Dostupné z: <https://www.who.int/uv/faq/uvhealthfac/en/index3.html>
- [134] WRIGHT, K. P. JR., CZEISLER, CH. A. *Absence of Circadian Phase Resetting in Response to Bright Light Behind the Knees*. Science, 2002, strana 571
- [135] WU, J. A KOL. *Photochemical Damage of the Retina*. Survey of Ophthalmology, 2006, strana 461-481
- [136] YOUSSEF, P. N. A KOL. *Retinal light toxicity*. Eye – Scientific Journal of The Royal College of Ophthalmologists, 2011, strana 1-14
- [137] ZEITZER, J., A KOL. *Sensitivity of the human circadian pacemaker to nocturnal light: melatonin phase resetting and suppression*. Journal of Physiologic, 2000, strana 695-702
- [138] ZONG, Y., A KOL. *NIST Measurement Services Photometric Calibrations*. NIST, 2018, 147 stran