

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MĚŘENÍ KVALITY OSVĚTLENÍ NA OPERAČNÍCH SÁLECH

MEASUREMENT OF OPERATING ROOM LIGHTS QUALITY

DIPLOMOVÁ PRÁCE MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE AUTHOR Bc. Tereza Rovná

VEDOUCÍ PRÁCE SUPERVISOR

Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

BRNO 2016



VYSOKÉ UČENÍ FAKULTA ELEKTROTECHNIKY TECHNICKÉ A KOMUNIKAČNÍCH V BRNĚ TECHNOLOGIÍ

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Tereza Rovná Ročník: 2 *ID:* 132772 *Akademický rok:* 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Měření kvality osvětlení na operačních sálech

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši problematiky osvětlování operačních sálů a rovněž metod pro měření osvětlení. 2) Popište vlastnosti speciálního setu firmy Maquet pro měření kvality osvětlení. 3) Navrhněte postup měření, tak aby bylo možné porovnávat osvětlení od různých výrobců a rovněž aby bylo možné sledovat změnu hodnot v čase. 4) Ve spolupráci s firmou Maquet proveďte dostatečný počet měření. 5) Měření vyhodnoťte a porovnejte s katalogovými hodnotami. Přesnou metodiku vyhodnocení konzultujte s odborníky firmy Maquet.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MATERN, Ulrich; KONECZNY, Sonja, Safety, hazards and ergonomics in the operating room. Surgical Endoscopy, 2007, roč. 21, čís. 11, pp: 1965-1969, ISSN: 1432-2218.

[2] JACOBS, V.A et. al. Simulating Surgical Luminaries by Ray Files, Proceedings of the 5th International Conference on Optical Measurement Techniques, pp: 175-183, 2012.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 20.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D. Konzultant diplomové práce: MUDr. Ing. Miroslav Fupšo

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně / Technická 3058/10 / 616 00 / Brno

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být 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.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá měřením kvality osvětlení na operačních sálech. Operační osvětlení jsou velmi náročná z hlediska požadavků na kvalitu jednotlivých parametrů, proto je důležité tyto parametry přesně specifikovat a po určité době kontrolovat. K měření kvality osvětlení byla použita speciální sada na měření od firmy Maquet. Postup měření však nebyl tak přesný, jak by bylo u operačních osvětlení potřeba, proto je součástí této práce i návrh na vylepšení měření kvality osvětlení na operačních sálech. Ve spolupráci s Fakultní nemocnicí Brno Bohunice, Fakultní nemocnicí v Motole a firmou Maquet bylo změřeno devět operačních svítidel, jednotlivá osvětlení byla srovnána z hlediska parametrů jako je maximální intenzita osvětlení, distribuce světla v operačním poli. V každé kategorii bylo vybráno několik osvětlení, která dosahovala nejlepších výsledků. Jednotlivé parametry pak byly srovnány s hodnotami deklarovanými výrobci.

Klíčová slova

Světlo, fotometrie, intenzita osvětlení, barevná teplota, žárovka, LED, luxmetr, sada na měření kvality osvětlení, operační svítidlo

Abstract

This thesis is focused on measuring the quality of lighting in operating rooms. Operating lights are very demanding in terms of quality requirements for each parameter, so it is important to specify exactly these parameters and check them regurarly. To measure the quality of the light source, was used a special kit from Maquet. Measurement procedure was not as accurate as it was for operating lighting need, therefore, this work includes a proposal to improve the measurement of quality lighting in operating theaters. In cooperation with University Hospital Brno Bohunice University Hospital Motol and the company Maquet measured nine operating lights, each light were compared in terms of parameters such as maximum light intensity, light distribution in the surgical field. In each category were selected several lighting, which reached the best results. The various parameters were compared with values declared by the manufacturer.

Key words

Light, photometry, illuminance, colour temperature, light bulb, LED, light meter, set for measuring the quality of lighting in operating rooms, surgical lighting

Bibliografická citace

ROVNÁ, Tereza. *Měření kvality osvětlení na operačních sálech*. Brno, 2015. 82 stran. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Měření kvality osvětlení na operačních sálech jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího mé diplomové 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 autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma 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. 40/2009Sb.

V Brně dne 19. 5. 2016

.....

podpis autora

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucím mé diplomové práce Ing. Vratislavu Harabišovi, Ph.D. a MUDr. Ing. Miroslavu Fupšovi za jejich cenné rady, trpělivost a věcné nápady při zpracování mé diplomové práce. Dále pak také firmě Maquet za zapůjčení sady na měření kvality osvětlení. Nakonec mé rodině a příteli za jejich obrovskou podporu a trpělivost.

V Brně dne 19. 5. 2016

.....

podpis autora

Obsah

Se	eznam	n obrá	ázků	10
Se	eznam	ı tabı	ılek	12
Ú	vod			10
1	Sv	ětlo .		11
	1.1	Spe	ektrální citlivost oka	12
2	Zá	kladr	í veličiny pro popis osvětlení	13
	2.1	Rad	diometrické veličiny	14
	2.2	Fot	ometrické veličiny	14
	2.3	Par	ametry světelných zdrojů	17
	2.4	Zra	ková pohoda a oslnění	19
3	Sv	ětelno	é zdroje	21
	3.1	Kla	sické wolframové žárovky	21
	3.2	Ha	logenové žárovky	23
	3.3	Svě	ételné diody LED	24
4	Os	větle	ní na operačních sálech	26
	4.1	Ne	zbytné parametry operačních svítidel	26
	4.2	Do	plňkové parametry operačních svítidel	28
5	Mě	éření	kvality osvětlení na operačních sálech	30
	5.1	Luz	xmetr	30
	5.2	Sac	la na měření	31
	5.2	.1	Luxmetr Voltcraft lx – 1108	31
	5.2	2	Konstrukce na simulaci operačních procedur	32
	5.3	Pos	stup měření	35
6	An	alýza	a výsledků měření	41
	6.1	Vý	sledky měření jednotlivých parametrů	41
	6.1	.1	Maximální intenzita osvětlení	42
	6.1	.2	Rozsah maximální a minimální intenzity osvětlení	42
	6.1	.3	Parametry D50 a D10	43
	6.1	.4	Parametry p5 a p10	45
	6.1	.5	Měření hloubky osvětlení – parametr L1 a L2	47
	6.1	.6	Měření simulací specifických situací	50
	6.1	.7	Měření kvality osvětlení v čase	52
	6.2	Sul	ojektivní shrnutí naměřených výsledků	53
	6.3	Por	ovnání naměřených hodnot s katalogovými hodnotami	53
	6.4	Ind	ividuální hodnocení jednotlivých operačních osvětlení	57
6.4.1 Volista 400		Volista 400	57	
	6.4	.2	Mach LED 3SC	59

6.4.3	Harmony LED585	59		
6.4.4	Trumpf iLED 3	60		
6.4.5	HyLED 730	63		
6.4.6	MarLED E9i	63		
6.4.7	Sola 700	64		
6.4.8	Martin ML 700	65		
6.4.9	Hanaulux 2000	66		
7 Návrh i	na vylepšení měření kvality osvětlení na operačních sálech	67		
7.1 Ná	ávrh na vylepšené měření maximální intenzity a parametr D50 a D10			
Závěr		71		
Seznam pou	užité literatury	73		
Seznam zkr	ratek	77		
Seznam příl	eznam příloh78			

Seznam obrázků

Obrázek 1: Elektromagnetické spektrum [42]	11
Obrázek 2: Spektrální citlivost oka pro fotopické a skotopické vidění [8]	12
Obrázek 3: Prostorový úhel [30]	13
Obrázek 4: Stupnice teploty chromatičnosti [26]	17
Obrázek 5: Ukázka rozdílných hodnot R _a 90 a R _a 60 [47]	18
Obrázek 6: Zdroje elektrického světla [27]	21
Obrázek 7: Klasická wolframová žárovka s rozžhaveným vláknem [1]	22
Obrázek 8: Závislost teoretické doby života žárovek na napájecím napětí [19]	23
Obrázek 9: PN přechod schéma [20]	24
Obrázek 10: LED čip [43]	25
Obrázek 11: Grafické znázornění parametrů D50 a D10	26
Obrázek 12: Grafické znázornění parametrů L1 a L2	27
Obrázek 13: Ukázka operačního svítidla v závěsném provedení [45]	28
Obrázek 14: Ukázka nastavení různých teplot chromatičnosti [3]	29
Obrázek 15: Luxmetr Voltcraft lx-1108 [46]	32
Obrázek 16: Podstavec na upevnění externího senzoru a dalších částí konstrukce	33
Obrázek 17: Simulace osvětlení v ráně se zástinem jedné hlavy	34
Obrázek 18: Simulace zástinu hlavami dvou chirurgů	34
Obrázek 19: Výkres s ukázkou parametrů D50, D10, p5 a p10	36
Obrázek 20: Ukázka omezené mobility ramen daná jejich konstrukcí [37]	37
Obrázek 21: Demonstrace rozdílného osvětlení při simulaci hlavami dvou chirurgů	39
Obrázek 22: Luxmetr s ryskami na zaznačení správné polohy	40
Obrázek 23: Podstavec s označením jednotlivých úhlů potřebných pro měření	40
Obrázek 24: Rozsah maximální a minimální intenzity osvětlení naměřené ve	středu
operačního pole ve srovnávací rovině	43
Obrázek 25: Parametry D50 a D10 – nejmenší velikost světelného pole	44
Obrázek 26: Parametry D50 a D10 – největší velikost světelného pole	45
Obrázek 27: Korelace parametrů D50 a D10 s parametry p5 a p10 u nejmenší ve	likosti
světelného pole	46
Obrázek 28: Korelace parametrů D50 a D10 s parametry p5 a p10 u největší ve	likosti
světelného pole	46
Obrázek 29: Ukázka ostření pomocí rukojeti osvětlení [13]	47
Obrázek 30: Grafické znázornění parametrů L1 a L2 pro nejvyšší možné intenzity osvětl	ení48
Obrázek 31: Grafické znázornění parametrů L1 a L2 pro nejširší osvětlení operačního po	ole.49
Obrázek 32: Interval hloubky osvětlení (L1+L2) pro nejmenší světelné pole (vlevo) a ne	ejvětší
světelné pole (vpravo)	50
Obrázek 33: Výsledné hodnoty měření simulací specifických situací	51

Obrázek 34: Výsledné hodnoty pro měření simulace zástinu hlavami dvou chirurgů	52
Obrázek 35: Grafické znázornění rozdílnosti deklarovaných hodnot oproti ho	dnotám
naměřeným	57
Obrázek 36: Operační osvětlení Volista 400 [22]	
Obrázek 37: Operační osvětlení Mach LED 3SC [7]	59
Obrázek 38: Operační osvětlení Harmony LED585 [13]	60
Obrázek 39: Operační osvětlení Trumpf iLED3 a iLED5 [45]	60
Obrázek 40: Ukázka barevných teplot na červených odstínech (zleva 3 500 K, 4 000 K	K, 4 500
k a 5 000 K)	61
Obrázek 41: Porovnání intenzity osvětlení při různých barevných teplotách	
Obrázek 42: Operační osvětlení HyLED 730 [16]	
Obrázek 43: Operační osvětlení MarLED E9i [23]	64
Obrázek 44: Operační osvětlení Sola 700 [39]	64
Obrázek 45: Operační osvětlení Martin ML 700 [24]	65
Obrázek 46: Operační osvětlení Hanaulux 2000 [12]	66
Obrázek 47: Schéma prototypu a prototyp [35]	68
Obrázek 48: Schéma zapojení senzoru BH 1750 [2]	69
Obrázek 49: Výstup ze sériové linky	

Seznam tabulek

Tabulka 2: Hodnoty teploty chromatičnosti vybraných světelných zdrojů dle [17], [38] 18Tabulka 3: Ukázkové hodnoty Indexu podání barev [18], [44]	Tabulka 1: Ukázkové hodnoty intenzity osvětlení za různých podmínek dle [15], [29], [32]	. 16
Tabulka 3: Ukázkové hodnoty Indexu podání barev [18], [44]18Tabulka 4: Ukázkové hodnoty průměrné a užitečné životnosti vybraných zdrojů dle [38]19Tabulka 5: Rozdělení luxmetrů do tříd přesnosti dle [31]31Tabulka 6: Technické parametry luxmetru Voltcraft lx – 1108 [46]32Tabulka 7: Technické specifikace setu pro měření kvality osvětlení32Tabulka 8: Maximální intenzity jednotlivých operačních osvětlení42Tabulka 9: Měření kvality osvětlení v čase52Tabulka 10: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Volista 400 [22]54Tabulka 11: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – HyLED 730 [16]55Tabulka 13: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Harmony LED585 [13]56Tabulka 14: Porovnání maximálních naměřených intenzit v závislosti na barevné teplotě62	Tabulka 2: Hodnoty teploty chromatičnosti vybraných světelných zdrojů dle [17], [38]	18
Tabulka 4: Ukázkové hodnoty průměrné a užitečné životnosti vybraných zdrojů dle [38] 19Tabulka 5: Rozdělení luxmetrů do tříd přesnosti dle [31]	Tabulka 3: Ukázkové hodnoty Indexu podání barev [18], [44]	18
Tabulka 5: Rozdělení luxmetrů do tříd přesnosti dle [31]31Tabulka 6: Technické parametry luxmetru Voltcraft lx – 1108 [46]32Tabulka 7: Technické specifikace setu pro měření kvality osvětlení32Tabulka 8: Maximální intenzity jednotlivých operačních osvětlení42Tabulka 9: Měření kvality osvětlení v čase52Tabulka 10: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Volista 400 [22]54Tabulka 11: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Trumpf iLED3 [45]55Tabulka 12: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – HyLED 730 [16]55Tabulka 13: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Harmony LED585 [13]56Tabulka 14: Porovnání maximálních naměřených intenzit v závislosti na barevné teplotě62	Tabulka 4: Ukázkové hodnoty průměrné a užitečné životnosti vybraných zdrojů dle [38]	19
Tabulka 6: Technické parametry luxmetru Voltcraft lx – 1108 [46]	Tabulka 5: Rozdělení luxmetrů do tříd přesnosti dle [31]	31
Tabulka 7: Technické specifikace setu pro měření kvality osvětlení	Tabulka 6: Technické parametry luxmetru Voltcraft lx – 1108 [46]	32
Tabulka 8: Maximální intenzity jednotlivých operačních osvětlení	Tabulka 7: Technické specifikace setu pro měření kvality osvětlení	32
Tabulka 9: Měření kvality osvětlení v čase	Tabulka 8: Maximální intenzity jednotlivých operačních osvětlení	42
Tabulka 10: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Volista 400 [22]	Tabulka 9: Měření kvality osvětlení v čase	52
Tabulka 11: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Trumpf iLED3 [45]	Tabulka 10: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Volista 400 [22]	54
Tabulka 12: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – HyLED 730 [16]	Tabulka 11: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Trumpf iLED3 [45]	55
Tabulka 13: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Harmony LED585 [13] 56 Tabulka 14: Porovnání maximálních naměřených intenzit <i>v</i> závislosti na barevné teplotě 62	Tabulka 12: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – HyLED 730 [16]	55
Tabulka 14: Porovnání maximálních naměřených intenzit v závislosti na barevné teplotě 62	Tabulka 13: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Harmony LED585 [13]	56
	Tabulka 14: Porovnání maximálních naměřených intenzit v závislosti na barevné teplotě	62

Úvod

U operací je důležité dbát na každý drobný detail, který může zvýšit pravděpodobnost úspěchu. Nedílnou součástí při operačních zákrocích je i operační osvětlení, které musí zajistit pro operatéry co nejvhodnější podmínky. Chirurgové totiž operují i několik hodin pod velkým tlakem a za neustálého soustředění. Intenzita osvětlení na operačních sálech tedy musí být adekvátně vysoká, aby operační pole bylo dostatečně osvětleno, ale zároveň nesmí být nastavena příliš vysoká hodnota, aby nedošlo k přesvětlení scény, oslnění operatérů a ztrátě jejich koncentrace.

Důležitá je však nejen intenzita osvětlení, ale i velikost světelného pole, ovládání operačního osvětlení a různé speciální módy, které mohou zlepšit světelné podmínky při operacích a značně tak doktorům ulehčit jejich práci.

Pro pochopení problematiky osvětlení operačních sálů je nejprve nutné se orientovat v základních fyzikálních pojmech týkajících se světelných zdrojů jako je intenzita osvětlení, světelný tok nebo barevná teplota, a také v samotných světelných zdrojích. Pro tuto práci jsem vybrala klasickou wolframovou žárovku, která je jakýmsi typickým příkladem světelných zdrojů, dále žárovku halogenovou, která se ještě stále u některých operačních osvětlení používá a hlavně LED technologii, která je v dnešní době nejčastější variantou u osvětlení operačních sálů.

Tato diplomová práce je zaměřena zejména na základní a doplňkové parametry operačních osvětlení, jejich naměření, zpracování a interpretaci. K naměření těchto hodnot byla použita speciální sada na měření kvality osvětlení od firmy Maquet. Účelem této práce bylo také co nejvíce optimalizovat postup na měření kvality osvětlení, aby bylo možné dosáhnout co nejlepších výsledků a jednotlivá osvětlení mezi sebou porovnat. Důležitým aspektem je i porovnání naměřených hodnot s hodnotami uváděnými výrobci, jelikož ne všechny informace uváděné výrobci v katalozích a manuálech musí být přesné. Je lepší si tyto informace ověřovat a také průběžně světla kontrolovat, protože některá osvětlení jsou v nemocnicích již přes deset let a jejich parametry mohou být nevyhovující pro operační zákroky.

1 Světlo

Snad každý, kdo se zajímá o svět kolem nás, již slyšel či četl formulaci, že světlo je viditelná část elektromagnetického záření. Elektromagnetické záření můžeme rozložit na složky sinusového průběhu – jedná se o periodicky opakovaný stav kmitání, který můžeme charakterizovat jak světelnou délkou λ , tak frekvencí f. Platí mezi nimi vztah

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad [\text{m; m/s, Hz}] \tag{1.1}$$

s tím, že konstanta c je rychlost šíření světla ve vakuu (zaokrouhleně 299 792 km/s). [10], [14]

Záření jako takové je vlastně přenos či vysílání energie ve formě elektromagnetických vln nebo hmotných částic. Seřadíme-li záření dle jejich vlnové délky λ (častěji používané) či frekvence f, získáme tak elektromagnetické spektrum, viz Obrázek 1. Spektrum se skládá z kosmického, gama, rentgenového a optického záření, mikrovln a rádiových vln.

Optické záření má rozsah vlnových délek 100 nm až 1 mm a patří sem (vzestupně z hlediska vlnové délky) záření ultrafialové, viditelné a infračervené. Viditelné záření, nebo jinak řečeno světelné záření (světlo), má podobné fyzikální vlastnosti jako záření ultrafialové a infračervené, je však na rozdíl od ostatních dvou schopno vyvolat zrakový vjem. [10], [14]



Obrázek 1: Elektromagnetické spektrum [42]

Záření v rozmezí vlnových délek zhruba od 390 nm do 770 nm je schopno vyvolat zrakový vjem a nazývá se proto viditelným zářením. Ovšem meze viditelné části elektromagnetického spektra nelze jednoznačně určit, jelikož závisí na množství zářivého toku dopadajícího na sítnici oka a spektrální citlivosti oka konkrétního pozorovatele. Proto se většina literatury v tomto intervalu liší, obecně však můžeme říct, že se jedná o rozsah 380–400 nm až 760 – 790 nm.

Světlo rozlišujeme na denní a umělé. Denním světlem je myšleno přímo sluneční světlo a světlo rozptýlené atmosférou (tzv. oblohové světlo). Vzhledem k tomu, že na sálech nejsou

žádná okna nebo jsou záměrně v průběhu zákroků zastíněná, budeme v této diplomové práci brát v potaz pouze světlo umělé. Umělému světlu, jeho konkrétním elektrickým světelným zdrojům a parametrům budou věnovány další kapitoly. [10], [14]

1.1 Spektrální citlivost oka

Zrakový aparát člověka je vlastně souborem orgánů zprostředkovávající příjem informací přinášených světelnými podněty, přenos těchto informací na potřebná místa a následné zpracování a vyhodnocení těchto podnětů, jejichž výsledkem je zrakový vjem. Oko však není stejně citlivé na všechny podněty o různých vlnových délkách. Zvýšené konkrétní hodnoty citlivosti na jednotlivé barvy, intenzity a jiné níže popsané veličiny jsou velmi individuální, proto jsou definovány pro normalizovaného pozorovatele.

Fotopická spektrální citlivost oka (definovaná pro běžné denní světlo) nabývá nejvyšších hodnot okolo 555 nm a bývá normalizovaná k absolutní hodnotě citlivosti pro normalizovaného pozorovatele. Na Obrázku 2 je zaznačena zelená křivka spektrální citlivosti pro fotopické vidění a fialová křivka pro vidění skotopické (oko je adaptováno na tmu). [38]



Obrázek 2: Spektrální citlivost oka pro fotopické a skotopické vidění [8]

Z křivky je patrný i tzv. Purkyňův jev. Při přechodu z fotopického do skotopického vidění se snižuje jasnost červených barev a naopak se zvyšuje jasnost barev modrých. [38]

2 Základní veličiny pro popis osvětlení

K měření kvality osvětlení používáme radiometrické a fotometrické veličiny. Radiometrie se zabývá zářením jako formou energie a popisuje energii přenášenou zářením v celém spektru elektromagnetických vln. Používá jen a pouze objektivní veličiny. Oproti tomu fotometrie se omezuje pouze na záření vyvolávající v oku zrakový vjem, a je tudíž omezena na 390 – 770 nm. Je založena na tom, jak záření působí na náš zrak – na spektrální citlivosti lidského oka. Před vysvětlení jednotlivých veličin je však potřeba znát několik základních pojmů, které s těmito veličinami úzce souvisejí. [10], [36]

Prostorový úhel Ω

Na první pohled se světelnou tématikou příliš nesouvisí, využívá se však k popisu radiometrických a fotometrických veličin.

Jeho jednotkou je steradián [sr]. Pro představu (viz Obrázek 3), základem je jednotková koule (koule o poloměru 1 m). Poté prostorový úhel 1 sr je vlastně plocha vypouleného kuželu, který má jako základnu kuželosečku o poloměru 1 m² a vrchol ve středu jednotkové koule. [5], [10]



Obrázek 3: Prostorový úhel [30]

V praxi ovšem nepracujeme s prostorovým úhlem se vzorovými parametry, proto je běžně výpočet prostorového úhlu 1 steradián dán vztahem

$$\Omega = \frac{s}{r^2} [\text{sr}; \text{m}^2, \text{m}], \qquad (2.1)$$

kde S je plocha na kouli a r je poloměr dané koule. [5], [10]

Bodový a plošný zdroj světla

Bodový zdroj je hmotný bod, který je zdrojem světelného záření a jehož rozměry můžeme vzhledem ke vztažené soustavě zanedbat. Jeho vlnoplochy jsou kulové a světelné záření se na ně bude v homogenním optickém prostředí šířit kolmo. Pro svoji jednoduchost a přehlednost se uvádí u většiny základních fotometrických i radiometrických veličin. Oproti tomu plošný zdroj je zdroj, u něhož rozměry zanedbat nelze. [10]

2.1 Radiometrické veličiny

Zářivý tok Φ_e

Zářivý tok Φ_e je celková energie záření prošlá zvolenou plochou S za jednotku času (ve stanoveném směru). To znamená, že se jedná o množství vyzářené energie vztažené na časový interval (tedy výkon přenášený zářením).

Jednotkou je watt [W]. [9]

Zářivost I_e

Vyjadřuje schopnost daného zdroje (zdroje bodového) vyzařovat v daném směru. Zářivost Ie

$$I_e = \frac{d\Phi_e}{d\Omega} \quad [cd; lm, sr]$$
(2.2)

je vlastně zářivý tok Φ_e vysílaný bodovým zdrojem do jednotkového prostorového úhlu Ω v daném směru.

Jednotkou je watt na steradián [W.sr¹]. [9]

Intenzita záření

Intenzita záření neboli hustota zářivého toku je měrná veličina zářivého toku na jednotku plochy. Veličina se sama o sobě nepoužívá, ale z ní odvozená intenzita ozáření má v praxi značné uplatnění. [9]

Intenzita ozáření E_e

Intenzita ozáření E_e je skalární veličina, představuje dopad záření pod libovolným úhlem na danou plochu. Jak vidíme v rovnici

$$E_e = \frac{d\Phi_e}{dS_B} \quad [W/m^2; W, m]$$
(2.3)

intenzita ozáření E_e je podílem zářivého toku Φ_e a obsahu velikosti ozářené plochy (S_B). Jedná se tedy o zářivý výkon dopadající na jednotku plochy v daném místě. [9]

Expozice H_e

Jedná se o plošnou hustotu zářivé energie, která v daném časovém intervalu t dopadla na plochu S. Expozice je dána součinem střední intenzity ozáření ($E_{e \text{ stř}}$) a doby t, po kterou působí.

Jednotkou je watt krát sekunda na metr čtvereční [W*s/m²]. [10]

2.2 Fotometrické veličiny

Jedná se o veličiny, které byly definovány díky využití slovního spojení "normální fotometrický pozorovatel" (uváděno i zkráceně jako "normalizovaný pozorovatel" nebo "normální pozorovatel"). Tento pojem byl zaveden, jelikož citlivost oka k různým vlnovým délkám je u různých osob odlišná, tudíž byla potřebná normalizace, abychom mohli počítat

s obecnými veličinami. Normální pozorovatel je smyšlená osoba, která má spektrální citlivost oka stanovenou mezinárodní komisí pro osvětlování CIE (Commission internationale de l'éclairage). Byl proveden rozsáhlý výzkum a díky změření velkého počtu osob mohly být hodnoty spektrální citlivosti oka zprůměrovány a CIE přijaty. [4], [38]

Světelný tok Φ_V

Popisuje šíření světla prostorem. Světelný tok Φ_v je fotometrickou veličinou, která je analogická k radiometrické veličině zářivý tok Φ_e a odvozená pomocí mezinárodně přijatých hodnot poměrné světelné účinnosti monochromatického záření. Vyjadřuje schopnost zářivého toku způsobit zrakový vjem.

Jednotkou je lumen [lm]. [17]

Převod ze zářivého toku na světelný tok:

$$\Phi_V(\lambda) = K(\lambda) * \Phi_e = K_m * V(\lambda) * \Phi_e(\lambda) = 683 * V(\lambda) * \Phi_e(\lambda).$$
(2.4)

 $K(\lambda)$ [lm/W] je světelná účinnost monochromatického záření (rovnající se poměru světelného toku a jemu odpovídajícímu zářivému toku). K_m (683 lm/W) je maximum $K(\lambda)$ a je formulováno pro normálního fotometrického pozorovatele při denním vidění a pro vlnovou délku λ =555,155 nm. V(λ) je poměrná světelná účinnost monochromatického záření a je dána níže uvedeným vztahem:

$$V(\lambda) = \frac{K(\lambda)}{K_m} = K(\lambda)/683.$$
(2.5)

Poměrná světelná účinnost monochromatického záření tedy bude v rozsahu od 0 do 1. [19]

Intenzita osvětlení E

Intenzita osvětlení, jinak také osvětlenost, je množství světelného toku Φ_v (neboli plošná hustota světelného toku) dopadajícího na plochu o obsahu A. Z rovnice

$$E = \frac{d\Phi}{dA} \ [lx; lm, m^2]$$
(2.6)

je patrné, ž se jedná o podíl světelného toku Ω dopadajícího na plochu povrchu A tělesa a obsahu této plochy.

Jednotkou je tedy lumen na metr čtvereční [lm/m²] neboli lux [lx]. [17]

V Tabulce 1 jsou uvedeny ukázkové hodnoty intenzity osvětlení za různých podmínek.

Tabulka 1: Ukázkové hodnoty intenzity osvětlení za různých podmínek dle [15], [29], [32]

Daná situace	Intenzita osvětlení [lx]
Jasná hvězdná obloha	0,000 1 lx
Měsíční svit	0,1 – 0,3 lx
Pouliční osvětlení	3 – 10 lx
Operační pole	100 000 – 160 000 lx
Letní den ve stínu	50 000 lx
Jasný slunečný den	50 000 – 100 000 lx

Svítivost I

Patří mezi základní fotometrické veličiny a její jednotka je mezi základními jednotkami soustavy SI. Jedná se o prostorovou hustotu světelného toku v různých směrech – jinak řečeno o svítivost v těchto směrech:

$$I = \frac{d\Phi_{\nu}}{d\Omega} \text{ [cd; lm, sr].}$$
(2.7)

Vztahuje se k bodovému zdroji, jenž vysílá světelný tok Φ_v prostorovým úhlem Ω .Jednotkou svítivosti je kandela [cd] (z anglického candle – svíčka). Kandelu můžeme označit jako světelný tok ve světelném kuželu. Jedna kandela odpovídá svítivosti obyčejné svíčky (anglicky candel – svíčka). Pro přirovnání klasická vláknová žárovka o 100 W má svítivost přibližně 200 cd. [9], [17]

Jas L

Jas nebo také jinak řečeno luminance (z anglického luminance) je určen podílem svítivosti elementární plochy zdroje ve zvoleném směru (daného úhlem α mezi kolmicí a zvoleným směrem) a kolmého průmětu plošky v tomto směru.

Jednotkou je kandela na metr čtvereční [cd/m²].

$$L = \frac{dI}{dS * cosa} \, \left[\text{cd/m}^2; \text{cd, m}^2 \right]$$
(2.8)

V případě, že by povrch zdroje měl stejný jas – svítil stejně ve všech místech, nazýváme ho homogenním zdrojem, a jak je patrné z rovnice (2.8), tak vztah můžeme zbavením diferenciál značně zjednodušit.

$$L = \frac{I}{S * cos\alpha} \quad [cd/m^2; cd, m^2]$$
(2.9)

Pokud by byl jas konstantní ve všech směrech, jednalo by se o izotropní zdroj a vzorec můžeme ještě zjednodušit, jelikož by byl výsledek pro všechny velikosti úhlu α stejný jako pro kolmý směr. [9]

2.3 Parametry světelných zdrojů

Světelný tok Ω

Světelný tok patří mezi základní fotometrické veličiny a z fyzikálního hlediska, o něm bylo hovořeno již v Kapitole 2.2. Z praktického hlediska je světelný tok jedním z kritérií funkčnosti uváděné užitečné doby života světelných zdrojů (viz Životnost světelných zdrojů v této kapitole) a jeho hodnoty jsou mezi základními údaji uváděnými výrobci, ať už přímo na obalu světelného zdroje (u klasických žárovek) či v technické dokumentaci světelného zdroje (např. u operačního osvětlení). [9]

Měrný výkon n

Dalším ze základních parametrů světelných zdrojů je měrný výkon. Jak vidíme v rovnici

$$\eta = \frac{\Phi_{\nu}}{P} \ [\text{lm/W; lm, W]}, \tag{2.10}$$

jedná se o účinnost přeměny elektrické energie na světelnou energii, a proto je dán podílem světelného toku Φ_v ku elektrickému příkonu P. Jeho jednotkou je lumen na watt [lm/W].

Měrný výkon tedy udává, jak velké množství světelného toku můžeme získat z jednoho wattu. Teplotní světelné zdroje dosahují nejnižších hodnot, naopak nejvyšších hodnot dosahují moderní LED žárovky. V posledních letech se i u světelných zdrojů dbá na ekologičnost, měrný výkon je tedy velmi sledovanou veličinou. [38]

Teplota chromatičnosti T_c

Dalším parametrem světelných zdrojů je teplota chromatičnosti nebo také barevná teplota či teplota světla. Z fyzikálního hlediska můžeme říci, že teplota světla T_c se rovná teplotě absolutně černého tělesa, jehož záření má tutéž chromatičnost jako uvažované záření – tedy světlo mající určitou barevnou teplotu má stejnou barvu jako záření vydávané černým tělesem právě na tuto teplotu. Jednotkou barevné teploty je proto jednotka teploty – Kelvin. [K]. [28]



Obrázek 4: Stupnice teploty chromatičnosti [26]

Dle normy ČSN 360450 (Světlo a osvětlení) dělíme teploty chromatičnosti na 3 základní barevné tóny světla – teple bílou (do 3 000 K), neutrálně bílou (3 300 – 5 300) a chladně bílou (nad 5 300). Jak můžeme vidět na Obrázku 4, spektrum barevné teploty přechází z nízkých hodnot červené barvy, přes nažloutlou, k čisté bílé až téměř úplně modré barvě ve vysokých hodnotách. V Tabulce 2 jsou uvedeny hodnoty barevné teploty typických zdrojů světla, včetně svíčky pro názornost. [28]

Světelný zdroj	Teplota chromatičnosti [K]
Svíčka	1 800
Klasická wolframová žárovka	2 700 – 2 900
LED žárovka teple bílá	2 700
Halogenová žárovka	3 000
Slunce při západu	3 500 - 4 000
Jasná obloha	6 500
Led žárovka a zářivka studená bílá	6 500 a více

Tabulka 2: Hodnoty teploty chromatičnosti vybraných světelných zdrojů dle [17], [38]

Index podání barev R_a

Index podání barev (CRI – Color rendering index) udává schopnost světelného zdroje věrně reprodukovat barvy osvětleného předmětu v porovnání s referenčním ideálním zdrojem (přirozeným slunečním světlem). Index podání barev může dosahovat číselných hodnot 0 – 100. Hodnota 100 udává, že zdroj umožňuje stejně přirozené podání barev, jaké je pod přirozeným světlem. Jak je patrné z Obrázku 5, čím nižší hodnota bude, tím méně věrohodné barvy budu a u hodnoty 0 již nebude možné barvy rozeznat. V Tabulce 3 jsou uvedeny průměrné hodnoty indexu podání barev světelných zdrojů uvedených v této práci. [28]

Tabulka 3: Ukázkové hodnoty Indexu podání barev [18], [44]

Světelný zdroj	Index podání barev R _a [–]
Klasické wolframové žárovky	95
Halogenové žárovky	95
Led žárovky	65 - 95



Obrázek 5: Ukázka rozdílných hodnot R_a 90 a R_a 60 [47]

Životnost světelných zdrojů

Z hlediska ekologie je kromě již zmiňovaného měrného výkonu dalším důležitým parametrem jeho životnost. Průměrná nebo také fyzická životnost je údaj uváděný v technické dokumentaci světelných zdrojů a uvádí se v hodinách. Hodnota průměrné doby života nám uvádí dobu, po které minimálně 50 % světelných zdrojů bude funkčních. Je důležité dbát na dodržení parametrů provozu. Při jejich nedodržování doba průměrné životnosti světelného zdroj rychle klesá.

V dokumentaci od výrobce bývá uváděna i tzv. užitečná životnost, neboli doba, do které má světelný zdroj splňovat tzv. kritéria funkčnosti, kdy základní parametry zdroje nesmí klesnout pod stanovené hodnoty (např. světelný tok nesmí klesnout pod 70 % aj.). V Tabulce 4 jsou pro názornost uvedeny hodnoty průměrné a užitečné životnosti. [9], [38]

Světelný zdroj	Průměrná (fyzická) životnost [hod]	Užitečná životnost [hod]
Klasické wolframové žárovky	1 000	1 000
Halogenové žárovky	2 000 - 3 000	2 000 - 3 000
LED žárovky	50 000 - 100 000	25 000 - 50 000

Tabulka 4: Ukázkové hodnoty průměrné a užitečné životnosti vybraných zdrojů dle [38]

2.4 Zraková pohoda a oslnění

Zraková pohoda

Zraková pohoda se zprvu může jevit jako netechnický pojem. Nelze ji přesně vyjádřit, a proto se s ní špatně pracuje a ještě hůře se obecně definuje. Patří však mezi parametry, které pokud prostředí nesplňuje, tak dochází k značným problémům. Absence zrakové pohody neboli tzv. světelného mikroklimatu je dána geometrickými rozměry prostoru, druhem a účelem osvětlovaného prostředí, typem světelných zdrojů, rozmístěním těchto zdrojů, jejich intenzitou osvětlení a dalšími parametry. Stačí, aby jediný parametr dosahoval kritických (ať už maximálních či minimálních) hodnot, a celková úroveň zrakové pohody značně poklesne.

Výsledkem zrakové pohody není exaktní hodnota vyjadřující fyzikální souvislosti, ale zcela individuální prožitek dané osoby, která je za určitých podmínek schopna efektivně pracovat v příjemném prostředí, které ji i po delší době pobytu při tomto osvětlení podporuje v efektivním výsledku a umožňuje se cítit co nejvíce komfortně. [9]

Oslnění

Jedním z kritických hodnot parametrů světelného klimatu zrakové pohody je oslnění. Všechny druhy oslnění jsou způsobeny překročením meze adaptability zraku, ať už časové (příliš rychlá změna jasu), či prostorové (jasové kontrasty mezi sousedícím prostředím).

Oslnění dělíme na přímé a přechodové. Přímé oslnění vzniká z důvodu příliš velkých jasů světelných zdrojů a můžeme sem zařadit i oslnění odrazem od lesklých částí pozorovaných

předmětů, na které dopadají příliš velké jasy. Oproti tomu je oslnění přechodové způsobeno ne příliš velkými jasovými hodnotami, ale velkými rozdíly jasů, na které se oko v krátké době snaží adaptovat.

Výborným příkladem jsou operační sály. Chirurgové při výkonu pracují v poli (na či v těle pacienta) pod intenzitou osvětlení okolo 100 000 x. Jejich oko se tedy po chvíli plně adaptuje na tuto hodnotu a mohou se plně soustředit na práci. Pokud by však chtěli zaostřit na cokoliv jiného v místnosti, kde jsou výrazně nižší hodnoty, jejich oko by potřebovalo značný čas na adaptaci, aby byly vůbec schopni rozpoznat jednotlivé předměty. A to je jedním z důvodů, proč se při operacích chirurgové soustředí pouze na práci (jak mentálně, tak co se akomodace očí týče), a jednotlivé nástroje jim podávají instrumentáři. [9], [38]

3 Světelné zdroje

Jedná se o zdroje, které vyzařují elektromagnetické záření ve viditelné části spektra (390 – 770 nm), tedy na světlo zhotovené k tomuto účelu. Můžeme je dělit hned z několika hledisek. Z hlediska původu je můžeme dělit na zdroje přírodní, jako jsou slunce, blesk a další anebo umělé, jako svíčka a žárovka. Dále je můžeme rozdělit na zdroje primární a druhotné. Primární zdroje jsou doslova přímo zdrojem světla, jelikož světelné záření vzniklo v nich samých, oproti tomu druhotné světelné zdroje jsou povrchy, předměty a další, které již vzniklé světlo odrážejí či propouštějí dále do prostoru. [9], [10], [19]

Pro osvětlovací soustavy jsou však mnohem důležitější zdroje umělé. Tyto zdroje přeměňují elektrickou energii na viditelné světlo. Máme tři základní principy vzniku světla světelných zdrojů. Jak vidíme na Obrázku 6, tak se jedná o teplotní, výbojové a elektroluminiscenční. [19]



Obrázek 6: Zdroje elektrického světla [27]

Jelikož tato diplomová práce pojednává o měření kvality osvětlení na operačních sálech, budou níže podrobněji popsány klasické wolframové žárovky, halogenové žárovky a hlavně světelné LED, protože tyto byly či jsou na operačních sálech do osvětlení používány nejčastěji.

3.1 Klasické wolframové žárovky

Ačkoliv v dnešní době již existuje mnoho alternativ, jsou klasické wolframové žárovky stále nejrozšířenějšími zdroji světla. Snaha o výrobu žárovky se datuje již do počátku 19. století, ale až výrobek Thomase Alva Edisona dovedl vynález k takové efektivitě, že se začal vyrábět průmyslově a rozmohl po celém tehdejším světě.

Baňky žárovek mohou být nejrůznějšího tvaru, ale nejčastěji používané jsou ve tvaru hrušky či slzy. Bývají ze sodnovápenatého skla a tvoří hermetický obal vnitřních součástí a směsi inertních plynů. Vlastní zdrojem záření je dnes již výhradně wolframové vlákno uvnitř baňky (na Obrázku 7), ačkoliv dříve byly užívány i materiály jako platina, uhlík a tantal. Vlákno má velmi malý průměr (od 10 µm až stovky µm) závislý na velikosti procházejícího proudu a tvar jednoduché či dvojité šroubovice.



Obrázek 7: Klasická wolframová žárovka s rozžhaveným vláknem [1]

Uvnitř baňky je vlákno ke spodní části žárovky upevněno pomocí systému přívodních drátků (zpravidla niklových vodičů) a skleněných tyčinek. Směs inertních plynů se dnes téměř výhradně plní argonem či kryptonem. Tyto plyny byly vybrány z důvodu, že jejich vlastnosti umožňují až o 5 - 10 % nižší odpar vlákna (krypton sice dosahuje až o 10 % nižšího odparu vlákna, ale kvůli své ceně je nevýhodný, a proto se mnohem častěji používá argon). K těmto plynům je navíc přidáván dusík, jelikož výrazně zvyšuje měrnou rezistivitu směsi a zajišťuje tak bezpečnější provoz. [9], [19]

Princip spočívá v zahřívání vodivého wolframového vlákna (s vysokou teplotou tání) na velmi vysokou teplotu vlivem průchodu elektrického proudu a vyzařování elektromagnetické záření a to hlavně v infračervené oblasti. Pouze malá část vyzařovaného záření je ve viditelném směru, což způsobuje i vysokou povrchovou teplotu žárovek.

Mezi hlavní nevýhody klasických wolframových žárovek patří postupné odpařování kovu z vlákna, což vede k jeho postupnému ztenčování až přetrhnutí a zároveň usazování vypařených kovů na chladnější vnitřní stěně banky, což vede k poklesu svítivost daného světelného zdroje. Dále pak již zmíněná nízká energetická účinnost, kdy až 95 % se přemění na teplo a jen 5 % na světlo. Poslední výraznou nevýhodou je nízká životnost. Z Obrázku 8 je zřejmé, že u wolframových žárovek je nutné dle účelu využití nalézt kompromis mezi výslednou životností a napájecím napětím (které ovlivňuje teplotu vlákna). Kvůli těmto nevýhodám směrnice Evropské unie postupně ukončují jejich výrobu. [9], [19], [38]



Obrázek 8: Závislost teoretické doby života žárovek na napájecím napětí [19]

K hlavním výhodám wolframových žárovek patří nízké pořizovací náklady, snadná údržba a hodnoty jejich teploty chromatičnosti 2 700 – 2 900 K, neboli příjemné, teple bílé světlo, které navíc umožňuje maximální index podání barev ($R_a = 100$).

3.2 Halogenové žárovky

Halogenové žárovky jsou velmi podobné klasickým wolframovým žárovkám, ale představují další vývojový krok světelných zdrojů. Světlo je stále emitováno díky proudu procházejícímu wolframovým vláknem, v halogenových žárovkách je však navíc k inertním plynům přidaná příměs halogenů. Mezi nejobvyklejší halogeny patří jód, chlor, brom a jejich sloučeniny.

Hlavní výhodou halogenových žárovek je tzv. halogenový vratný cyklus. Příměs halogenu ve směsi inertních plynů způsobí, že odpařený wolfram se neukládá na baňce, ale vlivem nižší teploty se u vnitřní strany baňky slučuje s halogeny. V této sloučenině se vrací na vlákno a vlivem vyšší teploty u vlákna se ze sloučeniny uvolňuje a usazuje zpátky na vláknu.

Tímto cyklem je zabráněno usazování odpařeného wolframu na vnitřní straně baňky a zároveň tlak náplně směsi s halogenem celkově snižuje odpařování wolframu.

Díky těmto výhodám je možné vyrábět žárovky obecně menší (snižují se náklady, kvůli značně menšímu množství směsi plynů), s delší životností, maximálním indexem podání barev ($R_a = 100$) a vyšším měrným výkonem (až o 30 %). V posledních letech se využívá tzv. IRC technologie (Infrared Coating), která spočívá v potažení vnitřní strany baňky tenkou kovovou vrstvou, která odráží tepelné záření zpět na vlákno, zvyšuje jeho teplotu a snižuje tak potřebné množství energie. Mezi hlavní nevýhody patří její vysoká teplota a oproti klasické wolframové žárovce i vyšší cena. [9], [34]

3.3 Světelné diody LED

Světelné diody LED byly nejdříve známy jen ve formě drobných LED kontrolek na různých přístrojích, postupně se jejich parametry zlepšily natolik, že se již používají jako LED žárovky – adekvátní náhrada klasických wolframových žárovek a jiných světelných zdrojích. Světelné diody LED (Light-Emitting Diode) bývají označovány jako světelné zdroje budoucnosti. V současné době se jejich jednotlivé parametry neustále zlepšují a začínají být nepostradatelné ve stále více oborech. [10], [19]

Princip světelných LED je stejný jako u běžného PN přechodu s tím rozdílem, že u LED dochází k emisi záření. Princip PN přechodu je znázorněn na Obrázku 9. V polovodiči typu P jsou nosiči náboje díry, oproti tomu u polovodiče typu N jsou nosiči nábojů záporně nabité elektrony. Volné elektrony i díry konají v krystalu chaotický pohyb, jelikož ale v části polovodiče typu P je nadbytek děr, budou sem difundovat elektrony z části polovodiče typu N a naopak. [10], [19]



Obrázek 9: PN přechod schéma [20]

Difúzní proud se po jisté době ustálí a na rozhraní mezi oběma polovodiči dojde ke vzniku dynamické rovnováhy – zakázané (vyprázdněné) oblast. Nyní připojíme kladný pól zdroje k polovodiči typu P a záporný k polovodiči typu N. Pokud je připojené napětí menší nežli difúzní napětí, proud téměř nebude procházet. Pokud však přiložíme napětí větší nežli difúzní, začne procházející proud prudce vzrůstat, a tak dojde k rekombinaci elektronů a děr v oblasti PN přechodu a za jisté pravděpodobnosti elektrony odevzdávají svou přebytečnou energii ve formě záření. To znamená, že energie, kterou byla použita pro překonání zakázané oblasti, bude vyzářena ve formě fotonů s odpovídající vlnovou délkou. [10], [19]

Polovodičový přechod tedy zajišťuje vyzařování velmi úzkého spektra záření (téměř monochromatické záření), konkrétní vlnová délka závisí na kombinaci zvolených materiálů (polovodičů). Monochromatické záření však není z hlediska světelných zdrojů žádané, naopak je zde snaha o světlo bílé. Bílé světlo můžeme získat dvěma způsoby. Zaprvé aditivním mísením komplementárních vlnových délek – čím více, tím bude lepší kvalita bílé. Za druhé konvertorem vlnových délek. Zde použijeme modrý LED čip v kombinaci s aktivní hmotou. Část záření projde aktivní hmotou beze změny a část s aktivní hmotou reaguje (na principu

luminiscence) – a dojde tak k vyzáření záření o delší vlnové délce (nejčastěji žlutá barva). Po smísení těchto dvou záření nám vzniká bílé světlo. Jak je znázorněno na Obrázku 10, je potřeba také dbát na velmi dobrou odrazivost materiálu polovodiče typu N a propustnost polovodiče typu P, aby bylo dosaženo plánované distribuce světelného toku.



Obrázek 10: LED čip [43]

Mezí hlavní nevýhody LED osvětlení patřila teplota chromatičnosti. V dnešní době jsou však už dostupné i LED žárovky od velmi teplé bílé (2 700 K) až po studenou bílou (6 500 K). Pořizovací cena LED žárovek však stále zůstává výrazně vyšší oproti jiným alternativám a velkým problémem zůstává hromadící se teplo v oblasti PN přechodu, kvůli kterému větší LED žárovky musí mít i externí chlazení. Se zvyšující teplotou také souvisí lehce se snižující životnost (která je oproti jiným světelným zdrojům stále vysoká).

Za jejich hlavní výhody lze považovat jejich rychlý náběh, odolnost materiálu, nezávislost životnosti na spínání, vysoká světelná účinnost (až 130 lm/W), razantně nižší spotřeba energie (teplotní ztráty jsou řádově nižší než u žárovek), velká životnost a malá velikost. [9], [19], [38]

4 Osvětlení na operačních sálech

Jednotlivé typy, konstrukce a parametry osvětlení se výrazně liší, jelikož i jejich uplatnění je velmi různorodé. Jinou intenzitu osvětlení budeme potřebovat u drobného chirurgického zákroku a jinou u náročné operace, kde se chirurg potřebuje soustředit i na ty nejmenší detaily a nepřehlédnout ani skulinu v drobné cévě.

4.1 Nezbytné parametry operačních svítidel

Nezbytné parametry operačních svítidel stanovuje norma ČSN EN 60601-2-41[6]. Níže je vypsán soubor těch nedůležitějších.

Minimální intenzita osvětlení

Hladina udržované osvětlenosti ve srovnávací rovině 1 m od středu operačního svítidla (dále jen "srovnávací rovina") v místě zrakového úkolu nesmí klesnout pod hodnoty 40 000 – 160 000 lx, v závislosti na prováděném operačním úkolu. [6]

Index podání barev a teplota chromatičnosti

U operačního osvětlení nesmí index podání barev klesnout pod $R_a = 85$. Většina modernějších operačních svítidel nemá hodnotu menší než $R_a = 90$. Teplota chromatičnosti emitovaného záření musí být v rozmezí 3 000 – 6 700 K. [6]

Průměr světelného pole

Průměr světelného pole měříme pomocí dvou hodnot a to D50 a D10, viz Obrázek 11. Hodnota D50 udává velikost poloměru, při kterém intenzita osvětlení klesne z maximální hodnoty přesně na polovinu neboli na 50 % (měřeno stále ve vzdálenosti 1 m od středu světelného zdroje). A hodnota D10 udává velikost poloměru, při kterém klesne intenzita osvětlení na 10 %. Velikost jednotlivých parametrů se udává v centimetrech. Průměr světelného pole je potom udáván vzájemným poměrem těchto dvou hodnot (D50/D10). Tato hodnota by dle normy ČSN EN 60601-2-41[6] neměla klesnout pod 0,5.



Obrázek 11: Grafické znázornění parametrů D50 a D10

Hloubka osvětlení – parametr L1 a L2

Operace jsou často i prostorově náročné. V průběhu operace může být zapotřebí dalších přístrojů, jako jsou rentgenová C ramena, a tudíž ne vždy je světlo vzdáleno od středu operačního pole v ideální vzdálenosti 1 m. Kvalitní operační osvětlení by proto mělo mít požadovanou intenzitu osvětlení i do určité procentuální hloubky. Z toho důvodu se určují hodnoty L1 a L2 pro 60 % a 20 %, viz Obrázek 12. u hodnoty L1 se vzdálenost mezi srovnávací rovinou a středem operačního pole zmenšuje do té doby, dokud nedosáhne 60 % a 20 % oproti maximální naměřené intenzitě osvětlení. U hodnoty L2 vzdálenost 1 m naopak zvětšujeme, dokud nedosáhneme opět těchto procent. Hloubku měření získáme sečtením daných hodnot L1 a L2.



Obrázek 12: Grafické znázornění parametrů L1 a L2

Přerušení napájení/napájecí sítě operačního svítidla

V případě přerušení napájecí sítě musí operační svítidlo automaticky přepnout na další napájecí zdroj pro bezpečností účely. Při tomto nouzovém provozu se musí obnovit dříve než za 5 s. Obnovená maximální intenzita ve srovnávací osvětlenost nesmí být menší než 50 % původní maximální osvětlenosti a nesmí být menší než 40 000 lx. Do 40 s se musí obnovit alespoň 95 % původní maximální intenzity. [6]

Nebezpečí způsobená vymrštěnými částmi

Operační svítidlo musí být konstruováno tak, aby v případě prasknutí světelného zdroje zůstaly všechny jeho fragmenty a rozbité části uvnitř tohoto přístroje při všech možných polohách určeného použití tělesa svítidla. [6]

Stabilita světelného zdroje

Světelný tok vyzařovaný operačním svítidlem nesmí během použití kolísat o více než 20 %. Zkouška se provádí po dobu 10 dnů v cyklu 3 hod provoz a 1 hod klid. [6]

4.2 Doplňkové parametry operačních svítidel

Většina operačních svítidel je zavěšena na stropě pomocí základní konstrukce a z ní vycházejících ramen, na jejichž konci jsou na tzv. hlavách umístěny samotné světelné zdroje (viz Obrázek 13). Tato ramena velmi šikovně umožňují s hlavami lehce manipulovat, stejně tak doplňovat další přístroje (např. displeje) a také v případě potřeby použití rentgenů či jiných přístrojů světla odklonit kvůli volnému prostoru. [3], [7], [22]



Obrázek 13: Ukázka operačního svítidla v závěsném provedení [45]

Dotyková klávesnice na krytu lampy

Dotyková klávesnice na krytu lampy slouží k lepšímu ovládání nastavení osvětlení. Mezi tyto běžné funkce patří zapnutí a vypnutí, nastavení úrovně intenzity osvětlení, laserové ukazovátko.

Integrovaná kamera

Integrované kamery začínají být běžnou součástí operačních svítidel, jak z edukačních, tak z legislativních důvodů. Možností je buď pouze nahrávání, nebo i případné přibližování, a to jak z místnosti operačního sálů, tak i z vedlejších místností, kde může zároveň probíhat výuka. Pokud je kamera ovládána přímo panelem umístěným na operačním světle, musí být panel omyvatelný a z odolných materiálů, aby vydržel i pravidelnou dezinfekci. Kabely k přenosu záznamu jsou z praktických důvodů součástí napájecích kabelů a posuvných kontaktů operačního světla. [3], [7], [22]

Integrované laserové ukazovátko

Integrované laserové ukazovátko slouží k určení středu světelného pole a pomáhá chirurgům určit optimální vzájemnou polohu operačního svítidla a pacienta. [3], [7], [22]

Charakteristika proudění

U moderních operačních osvětlení je velká snaha i o co nejaerodynamičtější tvar, aby bylo zachováno laminární proudění. Minimální a aerodynamická plocha umožňuje minimalizovat jakékoliv zvýšení teploty v okolí chirurgovy hlavy a udržuje tak ideální laminární tok, který je jedním z hygienických požadavků. [3], [7], [22]

Nastavitelná teplota chromatičnosti

Některé přístroje mohou mít nastavitelnou teplotu chromatičnosti. Procento viditelné červené barvy může být zvýšeno nebo sníženo pro optimalizaci viditelnosti červené tkáně, jak vidíme na Obrázku 14. [3], [7], [22]



Obrázek 14: Ukázka nastavení různých teplot chromatičnosti [3]

5 Měření kvality osvětlení na operačních sálech

K měření fotometrických veličin se používá dvou druhů měření. Jedná se o subjektivní vizuální a objektivní fyzikální metodu. Vizuální metoda je založena na individuálních vlastnostech zrakových aparátů daných jedinců, ale upouští se od ní kvůli její nedostatečné přesnosti. Metoda fyzikální se měří pouze fyzikálními čidly a získala si oblibu díky přesně interpretovatelným výsledkům a relativní jednoduchosti provedení.

K měření kvality osvětlení (neboli osvětlenosti fyzikální metodou se používají tři druhy přístrojů:

- Luxmetry přístroje na měření rovinné osvětlenosti. Podrobnější popis viz kapitola 5.1.
- Jasoměry přístroje pro měření jasu. Jsou to luxmetry s nástavbou v podobě soustavy clonících a fokusačních prvků zajišťujících kolmý dopad světla na čidlo jasoměru v definovaném prostorovém úhlu.
- Spektrofotometry měří nejenom hodnoty osvětlenosti a jasu, ale i spektrální složení záření dopadajícího na detektor, dominantní vlnovou délku, index podání barev a další. Měření probíhá na principu rozkladu dopadajícího záření na mřížce nebo hranolu.

Součástí setu firmy Maquet pro měření kvality osvětlení je luxmetr, kterým se zabývá Kapitola 5.1. a 5.2. Měření intenzity osvětlení rozdělujeme dle zdrojů světla na denní, umělé a sdružené. Na operačních sálech přirozené denní světlo není využíváno a používá se zde pouze umělé osvětlení. Umělé osvětlení vnitřních prostor se měří ve vhodně rozložených kontrolních bodech čtvercové sítě (dle ČSN 36 0011-1). Pro měření operačního osvětlení je však tato norma nevhodná. Norma počítá osvětlení ve větších prostorech v řádech desítek metrů, ale u operačního osvětlení se měří pouze kvalita osvětlení v operačním poli, což jsou řádově desítky centimetrů. Používají se tedy místo ní jiné, vhodnější postupy uvedené v této práci. [38]

5.1 Luxmetr

Jak již bylo řečeno v páté kapitole, luxmetr slouží k měření rovinné osvětlenosti. K detekci dopadajícího záření je možno použít fotoelektrické detektory různých typů jako fotorezistory, fototranzistory či fotodiody. Luxmetr ze sady Maquet využívá fotodiodu.

Princip fotodiody spočívá ve fotoelektrickém jevu. Fotony dopadají na přechod PN. Tyto fotony narazí do elektronů ve valenčních vrstvách atomů a předají jim jejich energii. Díky této energii mohou elektrony opustit valenční vrstvy a přejít do vrstvy vodivostní. Uvolněním elektronů do vodivostní vrstvy tak v atomech vznikly na jejich místech díry. Tyto elektrony jsou volnými nosiči náboje. Jelikož elektrony neopouštějí polovodič, jedná se o fotoelektrický jev vnitřní. Fotodioda reaguje na změny osvětlení velmi pohotově, řádově $10^{-6} - 10^{-9}$ s.

Světlo na fotočlánek však dopadá i zešikma, takže aby byla odstraněna úhlová chyba dopadu měřeného záření (hodnota intenzity osvětlení závisí i na úhlu dopadu), musí být použít tzv. kosinový nástavec. Tento nástavec fokusuje záření a zabraňuje tak nepřesnostem.

Luxmetry se tedy skládají z přijímače s fotočlánkem (s kosinovým nástavcem) a z vyhodnocovacího obvodu neboli měřícího a vyhodnocovacího systému. Luxmetry pro orientační měření mohou mít fotočlánek zabudovaný přímo v pouzdře měřicího přístroje. u takovýchto přístrojů může docházet k výrazným nepřesnostem vlivem případného zastínění při odpočtu hodnot, proto se u luxmetrů používaných pro laboratorní a jiné účely používá dostatečně dlouhého stíněného kabelu, který spojuje fotočlánek s vlastním měřicím přístrojem.

Dle CIE rozdělujeme luxmetry do 4 tříd přesnosti označovaných číslicemi 1, 2, 3, 4 nebo písmeny L, A, B, C. V Tabulce 5 je uvedeno konkrétní rozdělení i s jejich jednotlivými specifikacemi. Obecně lze říci, že luxmetry s třídou přesnosti 1 a 2 lze použít pro laboratorní měření, třídu 3 pro provozní měření osvětleností a třídu 4 pouze pro orientační měření. [9], [31], [33]

Typ měření	Třída přesnosti	Třída přesnosti	Celková přípustná
	(písmena)	(číslice)	chyba [%]
Laboratorní měření	L	1	± 3
Přesné měření	А	2	± 5
Provozní měření	В	3	±10
Orientační měření	С	4	± 20

Tabulka 5: Rozdělení luxmetrů do tříd přesnosti dle [31]

5.2 Sada na měření

Speciální sada na měření kvality osvětlení firmy Maquet obsahuje:

- Luxmetr Voltcraft lx 1108
- Skládací metr
- Konstrukci na simulaci operačních procedur

5.2.1 Luxmetr Voltcraft lx – 1108

Tento luxmetr se díky své vysoké přesnosti (celková přípustná chyba ± 3 %) řadí mezi profesionální luxmetry, které je možno využívat i pro laboratorní měření (třída přesnosti L) a jako takový má luxmetr i externí senzor s fotočlánkem a kosinovým nástavcem. Měřící rozsah je od 0 do 400 000 lx a rozlišení intenzity 0,01 lx až 100 lx. Jak můžeme vidět na Obrázku 15, tak luxmetr má funkci HOLD umožňující podržení aktuální hodnoty, funkci PEAK zobrazující nejvyšší dosaženou hodnotu, RANGE neboli přepínač měřících rozsahů, REC. MAX MIN sloužící k uložení maximální a minimálních naměřených hodnot do paměti a LUX/FC k přepnutí jednotek z lx na fc (z anglického *foot candle* – britská jednotka intenzity osvětlení). V Tabulce 6 jsou uvedeny doplňující technické parametry tohoto přístroje. [46]

Rozměry (Š x V x H):	68 x 200 x 30 mm
Hmotnost:	280 g
Napájení:	Baterie 9 V
Doba přenosu:	1,5 s
Světelné spektrum:	470 – 690 nm (dle normy CIE)
Teplota pro zaručenou přesnost:	18 – 28 °C
Provozní teplota:	0 – 50 °C
Rozhraní:	RS – 232

Tabulka 6: Technické parametry luxmetru Voltcraft lx – 1108 [46]



Obrázek 15: Luxmetr Voltcraft lx-1108 [46]

5.2.2 Konstrukce na simulaci operačních procedur

Jak je patrné z obrázků níže, konstrukce na simulaci operačních procedur umožňuje simulovat několik specifických situací, které mohou nastat na operačním sále a jejichž využití bude podrobněji popsáno v Kapitole 5.3.

Část konstrukce	Váha	Rozměry
Podstavec na upevnění externího senzoru	6,4 kg	
Dutý tubus na simulaci měření v ráně	906 g	9,5 cm x 6,8 cm (2,5 cm okraj)
Kotouč na simulaci jedné hlavy	155 g	21 cm
Kotouč na simulaci dvou hlav z různých	2 x 155 g	21 cm
úhlů		

Tabulka 7: Technické specifikace setu pro měření kvality osvětlení

Z Tabulky 7 je zřejmé, že nejtěžší z celé konstrukce je podstavec na upevnění externího senzoru luxmetru. Jeho relativně velká váha je zde odůvodněná. Měření při simulaci

jednotlivých situací (které mohou při operaci nastat) probíhá v místě, kde byla naměřena maximální intenzita osvětlení (ve vzdálenosti 1 m od středu operačního osvětlení). A to s co největší přesností. Upevnění externího senzoru do podstavce minimalizuje riziko pohybu se senzorem v průběhu přidělávání a odmontovávání ostatních částí soupravy v průběhu měření (jak můžeme vidět na Obrázku 16), jelikož i řádově milimetrové pohyby externího senzoru do krajů by mohly naměřené hodnoty značně zkreslit. Podstavec je tvořen ze dvou částí, které na sobě navzájem leží, a proto je otáčení vrchní části proměřit simulaci hlavami dvou chirurgů, viz Kapitola 5.3.

Pomocí soupravy od firmy Maquet můžeme proměřit simulaci osvětlení v hlubší řezné ráně (viz Obrázek 17), simulaci hlavy jednoho chirurga přesně nad středem operačního pole (viz Obrázek 17) a simulací hlav dvou chirurgů (viz Obrázek 18). Podrobný popis měření s touto konstrukcí bude vysvětlen v kapitole 5.3.



Obrázek 16: Podstavec na upevnění externího senzoru a dalších částí konstrukce



Obrázek 17: Simulace osvětlení v ráně se zástinem jedné hlavy



Obrázek 18: Simulace zástinu hlavami dvou chirurgů

5.3 Postup měření

Samotné měření intenzity osvětlení se skládá z několika částí:

- Měření intenzity osvětlení a distribuce světla parametry D50 a D10
- Měření hloubky osvětlení
- Simulace osvětlení v ráně pacienta
- Simulace zástinu hlavami chirurgů
- Měření poklesu intenzity osvětlení v průběhu času

Měření intenzity osvětlení a distribuce světla – parametry D50 a D10

Jelikož se operační výkony z hlediska požadavků na úroveň intenzity osvětlení značně liší, převážná většina operačních osvětlení má alespoň 3 stupně intenzity a různé doplňkové funkce. Chirurgové nepracují pouze v malé otevřené ráně, ale často potřebují dobře osvětlit rozsáhlejší oblasti, je tedy důležité i jak velký prostor je operačním svítidlem kvalitně osvětlen.

K tomuto účelu slouží měření parametru D50 a D10 (viz Kapitola 4.1). Po konzultaci s panem doktorem Fupšem bylo měření upraveno ještě na parametry p5 a p10. Jedná se o měření intenzity osvětlení ve vzdálenostech 5 cm (parametr p5) a 10 cm (parametr p10) od maximální intenzity osvětlení ve srovnávací rovině. Z důvodů standardizace hodnot parametrů p5 a p10 pro všechna měřená osvětlení, byla intenzita v 5 cm a 10 cm podělena maximální naměřenou intenzitou. Tyto parametry jsou spíše orientačního charakteru pro další měření, jelikož je výrobci neuvádějí, takže by se díky nim dala operační osvětlení těžko globálněji porovnávat.

Měření bylo prováděno na operačních stolech od firem Maquet, Steris a Trumpf. Před začátkem měření bylo nutné odhadnout střed operačního pole a upevnit na něj výkres na zakreslování hodnot. Jelikož výše zmíněné stoly jsou všechny relativně kluzké, výkres na zaznamenávání parametrů D50 a D10 by na nich dostatečně pevně nedržel. Proto byl na ně výkres upevněn oboustrannou lepicí páskou umístěnou mezi výkresem a operačním stolem tak, aby byla zajištěna co největší stabilita. Poté již mohli být zakreslovány výsledky.

Důležité bylo také posunovat po výkrese se senzorem od luxmetru po velmi malých vzdálenostech – již milimetrové rozdíly způsobovaly velké odchylky. Ve chvíli, kdy byla nalezena maximální intenzita, bylo potřeba danou polohu senzoru na výkres co nejpřesněji zaznačit pomocí dvou linek po stranách senzoru a jedné linky na horní straně (viz. Obrázek 19). Senzor luxmetru však není pro měření osvětlení ideální, jelikož je velký a nevhodný pro zapisování jeho přesné pozice.



Obrázek 19: Výkres s ukázkou parametrů D50, D10, p5 a p10

Jakmile byla zaznamenána poloha senzoru s maximální intenzitou, bylo potřeba senzor oddělat a zaznačit na výkres střed senzoru. Z tohoto zaznačeného středu se udělaly dvě na sebe kolmé linky (na Obrázku 19 šedou barvou), na kterých se poté měřili parametry D50, D10 a p5 a p10. Jelikož nároky na přesnost zapisování byly nad možnosti měření, byly zmíněné parametry měřeny vždy jednou v ose x a jednou v ose y. Hodnoty pak byly zprůměrovány a použity pro vyhodnocení D50 a D10.

Jak můžeme vidět na Obrázku 19, po zakreslení středu senzoru a označení dvou na sebe kolmých linek vycházejících z tohoto středu, bylo potřeba předkreslit parametry p5 a p10 pomocí pomocných linek (na Obrázku 19 modrou barvou). Senzor luxmetru byl pak pokládán na výkres tak, aby jeho střed ležel v průsečíku modrých a šedých linek a hodnoty byly zaznamenávány do počítače – tímto způsobem byly s vysokou přesností naměřeny hodnoty parametrů p5 a p10.

Oproti tomu byl postup u zapisování parametrů D50 a D10 zcela opačný. Do počítače byla zaznamenána maximální hodnota intenzity a z ní pomocí programu Microsoft Excel vypočítaných 50 % a 10 % kvůli daným parametrům. Senzorem bylo potřeba posouvat po šedých linkách a v okamžiku nalezení daných hodnot zaznačit jeho polohu (na Obrázku 19 zelenou barvou). Později se pomocí průsečíku šedých linek a zelených označení zaznamenala vzdálenost od původního maximální intenzity osvětlení. Důležité je, aby osoba provádějící toto měření seděla dostatečně bokem, aby se od ní světlo neodráželo a nezkreslovalo tak výsledky. Zároveň musí luxmetrem posunovat přesně po šedých linkách, aby měření bylo co nejpřesnější.

Ačkoliv se rozdíl mezi oběma metodami nezdá tak výrazný, je mnohem pohodlnější a přesnější předem si přesně zakreslit linky (na parametry p5 a p10) a na ty potom vkládat
senzor luxmetru. Není problém se přímo nad výkres naklonit, senzor přesně umístit do správné pozice, rukou jej přidržovat, odklonit se a odečíst z luxmetru hodnotu a zaznamenat ji do počítače. Naopak popojíždět se senzorem přesně po šedé lince je problematické. Intenzity operačního osvětlení dosahují velmi vysokých hodnot, které mohou být pro člověka až nepříjemné. I když si lidské oko při operaci na tyto hodnoty rychle zvykne, je obtížné sledovat přesnou dráhu pojíždění senzoru a zároveň kontrolovat jakých hodnot se právě na luxmetru dosahuje. Při měření kvality osvětlení je potřeba, aby jediným zdrojem světla v místnosti bylo právě operační svítidlo, a tudíž zaostřovat ze senzoru, který se pohybuje ve středu operačního pole a luxmetru, který je umístěn bokem v šeru je pro lidské oko namáhavé a měření se tak zbytečně prodlužuje a dosahuje se méně přesných hodnot. Řešením by mohlo být i měření dvou osob zaráz, kdy jedna posunuje se senzorem a zapisuje pozice při D50, D10, druhá osoba odečítá výsledky. Nicméně pro tento typ měření je zbytečná přítomnost dvou osob jen kvůli zapisování dvou parametrů.

Posledním důležitým faktem je, že operační svítidlo a operační stůl by k sobě měly být co nejvíce rovnoběžné. Pokud totiž operační svítidlo svítí na stůl zešikma, nejsou od maximální intenzity hledané parametry stejné na všechny stany.

Měření hloubky osvětlení – parametr L1 a L2

Operační osvětlení musí dosahovat jistých podmínek i ve vertikální rovině. Proto je důležité ověřit i parametry L1 a L2. Jak již bylo řečeno v Kapitole 4.1, parametry L1 a L2 se měří v 60% a 20% od nebo k operačnímu svítidlu oproti srovnávací rovině. Je však třeba poznamenat, že v praxi 20% hodnoty maximální intenzity osvětlení téměř nelze dosáhnout. Světlo by v případě hodnoty L1 bylo tak blízko, že by nebylo možné operovat a 20% hodnoty L2 vůbec nelze na klasickém operačním stole dosáhnout. Závěsná ramena s osvětlením totiž nelze zvednout nad jistou úroveň (viz Obrázek 20) a většinu operačních stolů nelze dát níže než 60 cm nad zem. Navíc při operaci jsou obě tyto podmínky v praxi nerealizovatelné.

Hodnoty 60% L1 a L2 lze na operačním sále dosáhnout, nicméně pro proměření osvětlení byl vybrán parametr 80 %, který nejlépe proměří reálné podmínky, které během operace běžně nastávají. Z tohoto důvodu bude u srovnání kvality jednotlivých osvětlení použita jen hloubka měření 80% vzdálenosti.



Obrázek 20: Ukázka omezené mobility ramen daná jejich konstrukcí [37]

Měření 80% hloubky je potřeba rozdělit na dvě části (nezáleží na pořadí). Pro získání hodnot L1 je nejprve potřeba uvést operační stůl do nižší polohy, nastavit jej 1 metr od operačního svítidla, nalézt maximální intenzitu osvětlení a zkontrolovat, zda se jedná o stejnou hodnotu jako u parametrů D50 a D10. Poté je potřeba snižovat vzdálenost mezi operačním a svítidlem, dokud hodnota nedosáhne 80% oproti maximální intenzitě ve srovnávací rovině. Je důležité, aby operační stůl a svítidlo byly co nejvíce rovnoběžné a aby tedy při jejich přibližování nedocházelo k posunutí maximální intenzity – středu operačního pole v dané horizontální rovině. Z toho důvodu je zapotřebí, aby se posunoval stůl ke svítidlu a ne svítidlo ke stolu, jelikož se stolem je možnost pohybovat pomocí ovladače po malých vzdálenostech a rovnoběžně, což u posunu osvětlení nelze zajistit. I proto je dle mého názoru lepší 80% parametr než 60% parametr, jelikož je menší riziko, že by díky těmto nepřesnostem docházelo ke zkreslení hodnot.

Po naměření hodnot L1 Je zapotřebí uvést stůl do vyšší polohy, umístit 1 m od něj osvětlení a nalézt maximální hodnotu. Poté se opakuje stejný postup jako u hodnoty L1, jen se operační stůl od svítidla vzdaluje, dokud nedosáhne 80 % oproti maximální intenzitě a nezískáme tak hodnotu L2. V ideálním případě by se našlo maximum intenzity osvětlení a zjistily by se hodnoty L1 a L2 zároveň, prostorové možnosti operačních sálů, hlavně rozmezí posunu ve vertikální rovině operačním stolem, to však neumožňují.

Simulace osvětlení v ráně pacienta

Pro kvalitní simulaci měření v průběhu operace je třeba počítat i s hůře osvětlitelnými prostory. Běžně u operace nastane situace, že operovaná část je hlouběji v těle pacienta a není možné ji kvalitně osvětlit. Speciální set na měření kvality osvětlení od firmy Maquet obsahuje i dutý tubus (viz Obrázek 17) simulující právě tělo pacienta.

Na začátku měření umístíme externí senzor do podstavce (viz Obrázek 16) do středu operačního pole a vzdálenosti 1 m od středu osvětlení. Nyní posunujeme podstavcem, dokud nenajdeme maximální hodnotu v dané horizontální rovině. Poté odečteme hodnoty s a bez tubusu a vypočítáme procentuální útlum intenzity osvětlení. Hodnoty intenzity osvětlení měřené v tomto tubusu většinou mohou poklesnout, v některých případech jsou však světla konstruovaná tak, že se hodnoty dokonce zvýší. Je to způsobeno konstrukcí světel, která zajišťují co nejmenší zastínění uvnitř hlubokých ran a vysokou odrazivostí světla od kovového materiálu uvnitř dutého tubusu, který simuluje odrazivost tkání a hlavně tekutin v otevřené ráně.

Simulace zástinu hlavami chirurgů

Další problém nižší intenzity osvětlení v průběhu operace může být způsoben hlavami chirurgů a pomocného personálu. Doktoři musí mít kvalitní vizuální přístup k operovanému místu, a tudíž dochází k situacím, kdy aby dobře viděli i do všech hlubších částí operovaného místa, zastiňují si vlastní osvětlení operačního pole a tím zhoršují jeho kvalitu. Těmto

situacím se bohužel nelze vyhnout a tento konkrétní útlum lze číselně vyjádřit díky speciálním kotoučům upevněným k těžišti celé soupravy (viz Obrázek 17 a Obrázek 18). Simulace je možná s jednou hlavou nad středem operačního pole nebo případně se dvěma hlavami, jak bylo popsáno v Kapitole 5.3.

U simulace dvou hlav chirurgů je dle normy ČSN EN 60601-2-41 potřeba proměřit i jednotlivá natočení celé soupravy. Konkrétně se měří pro úhly 0°, 45°, 90° a 135°. Jak je demonstrováno na Obrázku 21, tak u některých osvětlení, která nemají přímo kruhový nebo symetrický tvar, může docházet k rozdílným hodnotám v závislosti na tom, jak jsou natočeny. Na Obrázku 21 je osvětlení Trumpf iLED 3, které je tvořeno ze 3 pláství s LED a vyfotografováno přímo z místa, kde se nachází senzor luxmetru. I bez měření je patrné, že jednotlivá natočení budou dosahovat rozdílných hodnot.



Obrázek 21: Demonstrace rozdílného osvětlení při simulaci hlavami dvou chirurgů

Měření poklesu intenzity

Některé druhy operací mohou trvat až několik hodin a operační osvětlení musí být i těmto situacím přizpůsobeno. Měření poklesu intenzity se bude v hodinových intervalech provádět po 6 hodin. Konkrétně se bude jednat o měření intenzity osvětlení ve vzdálenosti 1 m od operačního osvětlení měřené vždy po jedné hodině.

Návrh na vylepšení měřící sady

Na konci této kapitoly, po popisu průběhu jednotlivých měření, je ještě nezbytné dodat, co by bylo potřeba, aby se měření se setem od firmy Maquet prováděla pohodlněji a přesněji.

Bylo by vhodné, kdyby externí senzor luxmetru byl označený tak, aby jeho poloha byla lépe zaznamenatelná, minimálně viz Obrázek 22., kde byly pomocí stříbrné barvy označeny tři body, které umožňují přesné označení stávající polohy senzoru, ze kterých lze pak snadno zjistit jeho střed.



Obrázek 22: Luxmetr s ryskami na zaznačení správné polohy

Dále by se měly označit jednotlivé úhly na podstavci kvůli simulaci zástinu hlavami dvou chirurgů, jako je tomu na Obrázku 23. Jedná se o jednoduchou pomůcku, bez které by se měření jednotlivých úhlů jen velice těžko provádělo.



Obrázek 23: Podstavec s označením jednotlivých úhlů potřebných pro měření

6 Analýza výsledků měření

Tato kapitola se zabývá analýzou naměřených výsledků, přičemž u jednotlivých parametrů jsou interpretovány jejich hodnoty. Je nutné poznamenat, že nelze říci, že by některé hodnoty byly nedostatečné, pouze je operační osvětlení nevhodné pro dané situace, například starší osvětlení s nízkou maximální intenzitou není vhodné na chirurgický sál. Při výběru operačního osvětlení je třeba si stanovit na jaký operační sál je osvětlení určeno a hlavně jaký typ operací zde probíhá. Například osvětlení Hanalaux 2000 bych doporučila spíše do ordinací na malé chirurgické zákroky, jelikož jako osvětlení na operační sál mi již přijde nedostačující díky jeho velmi nízké maximální intenzitě (30 600 lx). Osvětlení jsou zde pro názornou představu vzájemně srovnána, a je zde uvedeno jakých hodnot mohou jednotlivé parametry nabývat.

Ve Fakultní nemocnici Brno Bohunice bylo změřeno osm osvětlení a ve Fakultní nemocnici v Motole jedno osvětlení, konkrétně právě osvětlení od firmy Maquet, Volista 400. Většina firem nabízí vždy kombinaci 2 satelitů, z toho jeden bývá většinou výkonnější než druhý, aby bylo možné je co nejvhodněji kombinovat. Pokud to bylo možné, tak bylo proměřeno vždy výkonnější osvětlení, ovšem například od značky Trumpf tomu tak nebylo. Ve Fakultní nemocnici Brno Bohunice mají Trumpf iLED3 a Trumpf iLED5, který má dosahovat lepších výsledků. Nicméně u tohoto osvětlení je zablokována možnost změny velikosti světelného pole (pojem velikost světelného pole vysvětlen níže), tudíž nemohlo být kvalitně změřeno, a proto bylo do této diplomové práce vybráno pouze osvětlení Trumpf iLED3.

Nejprve zde jsou uvedeny naměřené hodnoty daných osvětlení u jednotlivých parametrů, dále jsou tyto výsledky porovnány s hodnotami deklarovanými výrobcem a na závěr je zde individuální hodnocení jednotlivých osvětlení s mými osobními zkušenostmi s měřenými osvětleními.

6.1 Výsledky měření jednotlivých parametrů

V následující subkapitole jsou rozebrány jednotlivé parametry u daných osvětlení. Je potřeba říci, že nízké hodnoty u daných osvětlení nutně neznamenají, že by osvětlení nebyla funkční nebo byla snad nekvalitní, ale může se pouze jednat o ekonomičtější variantu.

Většina parametrů je interpretována pro dvě možnosti, a to větší a menší světelné pole. Velikost světelného pole se přímo týká parametrů D50 a D10. Vyjadřuje, jak daleko od středu dosáhne hodnoty intenzity osvětlení 50 % a 10 % oproti maximální intenzitě osvětlení. Pokud tedy parametry budou menší, celkové světelné pole bude menší – bude to znamenat, že jednotlivé LED jsou směřovány více do středu operačního pole, aby zajistily co nejvyšší intenzitu osvětlení, i když osvětlené pole bude menší. Pokud bude světelné pole větší, LED budou nasměřovány tak, aby pokryly větší část operačního pole i za cenu, že nedosáhnou tak

vysokých intenzit osvětlení. Seznam všech osvětlení proměřovaných v této diplomové práci je v subkapitole níže i s uvedenými výrobci a maximálními intenzitami.

6.1.1 Maximální intenzita osvětlení

Níže je uvedena tabulka s maximální intenzitou osvětlení a také výrobci daných svítidel. Ačkoliv maximální naměřená intenzita operačních osvětlení rozhodně stojí za zmínku, mnohem relevantnější je v Kapitole 6.3 porovnání naměřených hodnot a hodnot deklarovaných od výrobce. Není totiž problém sehnat osvětlení, které by nabízelo námi chtěnou maximální intenzitu, je však spíše rozhodující, zda je opravdu schopné této hodnoty dosáhnout.

U vysokých intenzit také může nastat problém s vysušováním tkáně, ke kterému může docházet při překrývání světelných polí více operačních osvětlení, kdy vzniká vysoká intenzita ozáření. Zvláště u delších operací vyžadujících vysokou intenzitu osvětlení musí operatéři na tuto skutečnost dávat pozor a případně oddělit překrývající se světelná pole více světelných těles nebo ztlumit jejich intenzitu osvětlení.

Výrobce	Operační osvětlení	Maximální intenzita ve srovnávací rovině		
Maquet	Volista 400	122 500 lx		
Dr. Mach	Mach LED 3SC	150 100 lx		
Steris	Harmony LED585	134 100 lx		
Trumpf	Trumpf iLED3	109 200 lx		
Mindray	HyLED 730	125 600 lx		
Gebruder Martin	MarLED E9i	150 300 lx		
Dräger medical	Sola 700	123 300 lx		
Gebruder Martin	Martin ML 700	92 500 lx		
Heraus	Hanaulux 2000	30 600 lx		

Tabulka 8: Maximální intenzity jednotlivých operačních osvětlení

6.1.2 Rozsah maximální a minimální intenzity osvětlení

Při porovnání jednotlivých osvětlení je také důležitý rozsah intenzit osvětlení, kterých je dané osvětlení ve srovnávací rovině schopné dosáhnout a to přesně ve středu světelného pole (tedy v místě, kde v dané horizontální rovině naměříme maximální intenzitu osvětlení). Hodnoty byly naměřeny při co nejvhodnějším módu (pro dosáhnutí maximální a minimální hodnoty osvětlení), nepočítaje však endo mód. Ten je vhodný při endoskopických zákrocích a hodnoty intenzity u něj prudce klesnou až na 5 % oproti původní intenzitě osvětlení – není zde plynulý přechod do nižších hodnot a proto nebyl tento mód brán v potaz. Jednotlivé endo módy v této diplomové práci srovnávané nebudou,neboť je různé firmy nabízejí o rozdílných intenzitách osvětlení a je zcela na osobě, která bude operační osvětlení vybírat, který mód jí bude připadat

nevhodnější. Osvětlení Hanaulux 2000 nemá možnost regulace intenzity osvětlení ani velikost světelného pole, proto zde nemohl být tento parametr změřen.

V grafu na Obrázku 24 jednotlivé sloupce znázorňují, jakých hodnot jsou daná osvětlení schopna dosáhnout, v rámečku nad nimi je pak celkový interval intenzity osvětlení jednotlivých svítidel.



Obrázek 24: Rozsah maximální a minimální intenzity osvětlení naměřené ve středu operačního pole ve srovnávací rovině

6.1.3 Parametry D50 a D10

Parametry D50 a D10 udávají zmíněnou velikost světelného pole. Jak již však bylo řečeno, tak postup měření těchto parametrů není ideální a hodnoty tudíž mohou vycházet značně zkresleně, proto byly vždy zprůměrované pro maximální, střední a minimální intenzitu osvětlení a zároveň hodnoty pro dané maximální, střední a minimální intenzity osvětlení byly získány zprůměrováním hodnot ze dvou na sebe kolmých směrů (viz Kapitola 5.3). I přes tuto snahu o co největší potlačení chyb musí být hodnoty brány s jistou rezervou. Závěrem této diplomové práce je návrh na vylepšení měření kvality osvětlení, který by naměření těchto hodnot nejen velice usnadnil, ale zajistil i mnohem větší přesnost. Hodnoty D50, D10 a D50/10 v Kapitole 6.3 se mohou lišit od hodnot uvedených v této kapitole, jelikož byly vybrány hodnoty maximální intenzity osvětlení a nejmenší velikosti světelného pole.

Měření nejmenšího světelného pole

Naměřené hodnoty operačních osvětlení, získané pro nejmenší velikost světelného pole, jsou uvedeny na Obrázku 25. Grafické znázornění bylo zvoleno tak, aby co nejvíce vystihovalo dané hodnoty – jednotlivé širší sloupce znázorňují parametr D10 a v nich umístěné užší sloupce parametr D50. Procenta uvnitř udávají poměr těchto dvou hodnot neboli parametr

D50/D10. Jak můžeme vidět v grafu na Obrázku 25, tak osvětlení Hanalaux 200 dosáhlo nejvyšších hodnot. V tomto případě je to způsobené nízkou maximální intenzitou (viz Kapitola 6.1.1), takže pak není konstrukčně náročné dosáhnout tak dobrých parametrů D50 a D10.

U většiny osvětlení je většina parametrů D50/D10 kolem 50 %, což je i optimum, kterého by dle normy ČSN EN 60601-2-41 měla osvětlení dosáhnout. Samozřejmě záleží na potřebách pro daný operační sál a druh zákroků, které se na něm provádí.



Obrázek 25: Parametry D50 a D10 - nejmenší velikost světelného pole

Měření největšího světelného pole

Na druhém grafickém znázornění (Obrázek 26) hodnoty dosáhly vyšších hodnot. Je to z toho důvodu, že byly měřeny právě pro co největší velikost světelného pole. U některých osvětlení jako je Trumpf iLED3 jsou hodnoty velmi nízké. Je to důsledek toho, že aby některá osvětlení dosáhla většího světelného pole, tak části daného osvětlení musí být nasměřovány mimo původní střed osvětleného pole, což může způsobit, že místo původního jednoho maxima uprostřed operačního pole budeme mít více lokálních maxim o menších parametrech D5 a D10, která však ve výsledku vytvoří mnohem větší operační pole o nižších intenzitách.



Obrázek 26: Parametry D50 a D10 – největší velikost světelného pole

6.1.4 Parametry p5 a p10

Z důvodů nepřesností a problémů ohledně parametrů D50 a D10 jsem vytvořila parametry p5 a p10. Jedná se o intenzitu osvětlení, která byla měřena 5 cm a 10 cm od maximální intenzity osvětlení naměřené ve srovnávací rovině. Výhody tohoto způsobu měření jsou detailněji popsány v Kapitole 5.3. Jedná se o jednodušší a přesnější postup měření, ovšem na úkor interpretovatelnosti naměřených dat. Konkrétní hodnoty jsou uvedeny v příloze, důležitější je však korelace dat mezi parametry D50, D10 a p5, p10. Na Obrázku 27 je uveden Pearsonův korelační koeficient pro nejmenší velikost světelného pole. Kvůli nepřesnostem v rámci měření nejsou korelace rovny jedné, nicméně výsledky korelace D50 a p5 dosáhly hodnoty 0,95 a parametry D10 a p10 dokonce hodnoty 0,99, což můžeme považovat za relevantní korelaci dat.



Obrázek 27: Korelace parametrů D50 a D10 s parametry p5 a p10 u nejmenší velikosti světelného pole

U největší velikosti světelného pole, na Obrázku 28 níže, hodnoty korelace u D50 a p5 dosáhly opět 0,95 a korelace parametrů D10 a p10 hodnoty 0,99. Naměřené výsledky u nejmenší a největší velikosti světelného pole spolu korelují, a proto by parametry D50, D10 mohly být nahrazeny parametry p5 a p10. I přes nesporné výhody p5 a p10 je problém, že celosvětově se používají pouze parametry D50 a D10, a tudíž p5 a p10 mohou být využity pouze pro porovnávání jednotlivých svítidel mezi sebou.



Obrázek 28: Korelace parametrů D50 a D10 s parametry p5 a p10 u největší velikosti světelného pole

6.1.5 Měření hloubky osvětlení – parametr L1 a L2

Pro porovnání hloubky osvětlení u parametrů L1 a L2 bylo nutné standardizovat měření, aby bylo možné světla mezi sebou porovnávat. Velké rozdíly nastávaly u hodnot nejmenší velikosti světelného pole oproti největšímu světelnému poli. Některá osvětlení totiž regulují velikost světelného pole pomocí tlačítek na displeji (ať už nástěnném, či přímo na satelitu osvětlení) a jiná zase prostřednictvím otáčení sterilní rukojeti uprostřed osvětlení, viz Obrázek 29.



Obrázek 29: Ukázka ostření pomocí rukojeti osvětlení [13]

Každému lékaři může vyhovovat něco jiného, proto nebudu v této práci upřednostňovat ani jednu z variant, nicméně subjektivně musím poznamenat, že pokud si lékař velikost světelného pole chce nastavovat sám, je výhodnější otáčení sterilní rukojeti. Pokud mu ovšem nastavení osvětlení mění obsluha, je pohodlnější nastavování na displeji, aby zdravotnický personál při této manipulaci se světlem operatérovi nestínil, případně aby při otáčení s rukojetí se svítidlem nepohnul a neposunul tak maximální intenzitu mimo operovanou část pacienta.

Regulace pomocí tlačítek na displeji nabízí 3–5 stupňů (u osvětlení ve Fakultní nemocnici Brno Bohunice a ve Fakultní nemocnici v Motole), oproti tomu regulace prostřednictvím rukojeti nabízí omezené množství v daném intervalu otáčení. Porovnávány budou jen hodnoty s maximální a minimální velikostí světelného pole. Byla by zde možnost používat také prostřední hodnotu, kterou by i u změny velikosti světelného pole pomocí rukojeti bylo možné odhadnout. Nicméně žádné svítidlo nemělo prostřední hodnotu intenzity osvětlení rozdílnou od maximální či minimální, proto bude počítáno jen s těmito dvěma hodnotami.

Přesnost měření byla omezena přesností luxmetru (přípustná chyba \pm 3 %), intervalech posunování stolu pomocí ovladače ve vertikální rovině a rovnoběžnosti operačních stolu a svítidla (důvody vzniku nepřesností vysvětleny v Kapitole 5.3). [46]

Na Obrázku 30 je grafické znázornění parametrů L1 a L2 operačních osvětlení. Jejich konkrétní hodnoty jsou uvedeny níže. Grafické znázornění přesně ukazuje reálnou situaci

hodnot parametrů vzhledem ke srovnávací rovině (1 m od operačního svítidla) – parametr L1 tvoří hodnoty kladné, při přibližování se k operačnímu osvětlení, parametr L2 hodnoty záporné, oddalování od operačního osvětlení. V tomto případě byly hodnoty změřeny při nejmenší velikosti světelného pole a nejvyšší možné nastavené intenzitě. Byly vybrány právě hodnoty při nejvyšší možné intenzitě osvětlení, jelikož zde je hloubka osvětlení nejdůležitější. V případě, že by osvětlení bylo nastaveno na minimální hodnotu a operatér by si přál jej oddálit a zjistil by, že osvětlení je nedostačující, stačilo by jednoduše zvýšit nastavenou intenzitu osvětlení, což již v případě maximální intenzity nelze.

Obrázek 30: Grafické znázornění parametrů L1 a L2 pro nejvyšší možné intenzity osvětlení

V druhém případě zde jsou znázorněny parametry L1 a L2 pro největší velikost světelného pole při maximální intenzitě osvětlení. Měřítko obou grafických znázornění je pro názornost stejné. Na Obrázku 31 můžeme vidět, že hodnoty parametrů L1 a L2 jsou různorodější a většinou dosahují vyšších hodnot než v prvním případě. Důvodem je, že při větším světelném poli je maximální intenzita naměřená ve srovnávací rovině nižší, což způsobuje, že i její 80% hodnota je naměřena dále od srovnávací roviny. Navíc různá osvětlení jsou tvarově rozdílně koncipovaná, a tak některá osvětlení mají vyšší parametry L1, lépe tedy osvětlují při operacích, kde je světlo potřeba mít blíže k operačnímu poli, a některá mají vyšší parametry L2, lépe osvětlují při operacích, kdy je potřeba světlo spíše oddalovat. Osvětlení Hanaulux 2000 v druhém grafickém znázornění chybí, jelikož nemá možnost





Obrázek 31: Grafické znázornění parametrů L1 a L2 pro nejširší osvětlení operačního pole

Ačkoliv se hodnoty jednotlivých parametrů mohou zdát nízké, je třeba znovu poznamenat, že jsou to pouze vzdálenosti k 80 % oproti maximální naměřené intenzitě ve srovnávací rovině. Při některých zákrocích může být potřeba osvětlení s vyššími parametry L1 a L2, dle mého názoru však většina osvětlení splňuje podmínky pro běžné operační zákroky. Na Obrázku 32 jsou pro souhrnné porovnání jednotlivých osvětlení navzájem uvedeny celkové intervaly hloubky osvětlení (L1+L2) pro dané módy (nejprve pro nejmenší a poté pro největší světelné pole při maximální intenzitě osvětlení).



Obrázek 32: Interval hloubky osvětlení (L1+L2) pro nejmenší světelné pole (vlevo) a největší světelné pole (vpravo)

6.1.6 Měření simulací specifických situací

Posledních pár desítek let se u operačního osvětlení začal klást důraz na co největší potlačení stínů a dobré podmínky osvětlení i v případě, že se operuje hlouběji v ráně pacienta či se chirurg potřebuje naklonit takovým způsobem, že se dostane mezi střed operačního pole a operační osvětlení, nebo se dokonce potřebují naklonit dva operatéři. V dnešní době je již považováno za standard, že si i s takovými situacemi dokážou operační osvětlení poradit.

Jak je vidět na Obrázku 33, kde jsou znázorněny procentuální poklesy intenzity osvětlení u jednotlivých situací oproti maximální naměřené intenzitě ve srovnávací rovině, tak tři nejstarší halogenová osvětlení (Sola 700, Martin ML 700 a Hanaulux 2000) dosáhla nejnižších hodnot procentuálního poklesu intenzity. Konkrétně u osvětlení Sola 700 je to docela překvapivé, jelikož z hlediska ostatních parametrů se jedná o průměrné, či dokonce nadprůměrné osvětlení.



Obrázek 33: Výsledné hodnoty měření simulací specifických situací

Z předchozího Obrázku 33 byla záměrně vynechána situace se zástinem hlavami dvou chirurgů z toho důvodu, že pro simulaci této specifické situace byly změřeny vždy 4 hodnoty. Hodnoty byly změřeny pro 0°, 45°, 90° a 135°, viz Kapitola 5.3. V grafickém znázornění níže (na Obrázku 34) jsou výsledné hodnoty získané zprůměrováním čtyř hodnot (pro každý úhel jedna) a jejich směrodatná odchylka. Jak si můžeme všimnout, tak největší směrodatnou odchylku má osvětlení Trumpf iLED3. To může být způsobeno nesymetričností tohoto osvětlení (viz Obrázek 39), která tak způsobí, že se více liší hodnoty pro jednotlivé úhly.



Obrázek 34: Výsledné hodnoty pro měření simulace zástinu hlavami dvou chirurgů

6.1.7 Měření kvality osvětlení v čase

Při měření kvality osvětlení v čase se ukázalo (viz Tabulka 9), že odchylky nejsou tak výrazné, aby i při několika hodinových operacích mohl nastat problém kvůli zhoršenému osvětlení operačního pole. Hodnoty naměřené po hodinových intervalech byly změřeny z naprosto stejného místa jako předchozí hodnoty, aby byla zajištěna co největší přesnost. Na závěr je v Tabulce 9 zobrazena směrodatná odchylka jednotlivých hodnot, nicméně dle mého názoru není tento parametr důležitý pro výběr operačního osvětlení, jelikož tyto rozdíly nejsou pro lidské oko zaznamenatelné.

Operační osvětlení	1. hodina	2. hodina	3. hodina	4. hodina	5. hodina	6. hodina	Směrodatná odchylka
Volista 400	122 500 lx	122 400 lx	122 300 lx	122 300 lx	122 000 lx	121 800 lx	241
Mach LED 3SC	150 100 lx	149 100 lx	148 900 lx	148 900 lx	148 900 lx	148 000 lx	612
Harmony LED585	134 100 lx	134 100 lx	133 900 lx	133 700 lx	133 700 lx	133 500 lx	221
Trumpf iLED3	109 200 lx	108 800 lx	108 700 lx	108 500 lx	108 100 lx	107 300 lx	605
HyLED 730	125 600 lx	125 000 lx	125 000 lx	124 900 lx	124 500 lx	124 200 lx	438
MarLED E9i	150 300 lx	150 000 lx	149 900 lx	149 700 lx	149 400 lx	148 200 lx	677
Sola 700	123 300 lx	123 000 lx	122 500 lx	121 800 lx	121 500 lx	121 000 lx	819
Martin ML 700	92 500 lx	91 500 lx	90 900 lx	90 700 lx	90 600 lx	89 700 lx	861
Hanaulux 2000	30 600 lx	30 000 lx	29 900 lx	29 700 lx	29 500 lx	29 000 lx	488

Tabulka 9: Měření kvality osvětlení v čase

6.2 Subjektivní shrnutí naměřených výsledků

Po zhodnocení všech naměřených parametrů je třeba ve zkratce shrnout výsledky měření jednotlivých parametrů. Na malé operační sály, kde se provádí drobné zákroky nebo sádrování, není potřeba pořizovat drahá osvětlení s množstvím speciálních funkcí, ale spíše menší, dobře ovladatelná osvětlení, která za adekvátní cenu budou sloužit svému účelu. Naopak na operační sály, jako jsou popáleniny, kde je potřeba kvalitně světelně pokrýt větší části těla, bych doporučila osvětlení s nadprůměrným parametrem D10, D50 a také vyššími hodnotami L1 a L2. Poslední pomyslnou kategorii bych přiřadila sálům, kde probíhají operační zákroky detailnějšího charakteru, jako jsou některé chirurgické sály, kde bych doporučila vyšší hodnotu maximální intenzity osvětlení a dobré výsledky z hlediska simulací specifických situací, které mohou na operačním sále nastat.

6.3 Porovnání naměřených hodnot s katalogovými hodnotami

Jednotlivé parametry i hodnoty, uváděné firmami v jejich propagačních katalozích a manuálech, jsou samozřejmě u různých výrobců rozdílné. Nejčastějším parametrem v jednotlivých katalozích a manuálech je parametr D10 a parametr D50, většina firem uvádí simulaci zástinu v ráně pacienta a také simulace zástinu hlavou jednoho či dvou chirurgů.

Je zajímavé, že většina firem tyto simulace nazývá jinak. Pro simulaci osvětlení v ráně pacienta jsou zde výrazy "oslabení stínů – kavita", "intenzita na dně normovaného válce", "intenzita zbytkového osvětlení v normovaném tubusu". Pro simulaci zástinu jednou hlavou chirurga se také užívají názvy jako "prosvětlení stínů s maskou", "kontrola stínu – jednoduchá maska", "oslabení stínů – jednotlivá maska" a "intenzita světla s jedním zastínitelem".

V následující subkapitole byla vybrána 4 osvětlení jako ukázka parametrů uváděných výrobci a jejich splnění/nesplnění u jednotlivých osvětlení. Parametry jako jsou Střední životnost světelných prostředků a jim podobné bohužel nelze porovnat. V nemocnicích nejsou tak detailní záznamy, aby tyto údaje bylo možné dohledat. Odchylka od deklarovaných hodnot značí rozdíl mezi hodnotami očekávanými a naměřenými. Její záporné hodnoty označené červeně znamenají nedostačující hodnoty – konkrétně kolik procent chybí do hodnot udávaných v jednotlivých materiálech výrobcem. Záporné hodnoty bez červeného značení jsou pro parametry, které sice nenabyly udávaných hodnot, ale vešly se do 5% chyby měření, která byla tolerována. Pokud nebylo v katalozích či manuálech u jednotlivých parametrů přímo uvedeno, za jakých podmínek má být hodnoty dosaženo, bylo počítáno s maximální intenzitou (ve srovnávací rovině) a nejmenší velikostí světelného pole.

V závěru podkapitoly je uvedeno souhrnné grafické zobrazení, které zaznamenává výsledky všech osvětlení, vyjma osvětlení Hanalaux 2000, u kterého nebyl k dispozici žádný katalog či manuál, jelikož v době prodeje osvětlení se dodávaly manuály pouze v tištěné podobě a tyto materiály se v nemocnici nepodařilo dohledat. Bohužel na základě těchto hodnot nelze jednotlivá osvětlení porovnávat. U některých osvětlení, jako je Trumpf iLED3,

bylo uvedeno až 8 parametrů, které bylo možné měřením ověřit, na rozdíl u jiných, jako je Martin ML 700, byl uveden pouze 1 ověřitelný parametr. Osvětlení se navíc liší dobou výroby až o 15 let.

Volista 400

Volista 400 je od firmy Maquet, která také zapůjčila sadu na měření kvality osvětlení. Jak můžeme vidět, tak odchylky od deklarovaných hodnot jsou velmi stabilní – některé z nich jsou sice záporné, nicméně v rámci 5% povolené odchylky hodnot.

Volista 400	Katalogová hodnota	Naměřená hodnota	Odchylka od deklarovaných hodnot
Maximální udávaná intenzita ve srovnávací rovině	120 000 lx	122 500 lx	2,1 %
Parametr D50	11 – 14 cm	12,2 cm	0 %
Parametr D10	20 – 25 cm	20,4 cm	0 %
Parametr D50/D10	> 55 %	59 %	4 %
Simulace osvětlení v ráně pacienta	98 %	97,6 %	-0,4 %
Simulace zástinu hlavou jednoho chirurga	48 %	53,9 %	10,4 %
Simulace zástinu hlavami dvou chirurgů	51 %	48 %	-3 %
Simulace osvětlení v ráně pacienta se zástinem jedné hlavy	44 %	50,1 %	13,9 %

Tabulka 10: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Volista 400 [22]

Trumpf iLED 3

U osvětlení Trumpf iLED3 bylo porovnáno osm parametrů. Jak můžeme vidět v Tabulce 11, tak maximální naměřená intenzita ve srovnávací rovině není červeně označena, ačkoliv je zde u odchylky od deklarovaných hodnot záporná hodnota. Důvodem je 10% povolený výkyv hodnot udávaný přímo výrobcem, který takto zaručuje velké rozmezí hodnot. U tohoto osvětlení je překvapující hodnota D50, které je výrazně menší oproti udávaným hodnotám.

Trumpf iLED3	Katalogová Naměřená hodnota hodnota		Odchylka od deklarovaných hodnot
Maximální udávaná intenzita ve srovnávací rovině	120 000 lx	109 200 lx	-9 %
Parametr D10	22 - 30 cm	22,6 cm	0 %
Parametr D50	14 cm	8,8 cm	-37 %
Pokles osvětlení u maximálního ztlumení	40 %	44 %	4 %
Simulace osvětlení v ráně pacienta	90,8 %	81,9 %	-8,9 %
Simulace zástinu hlavou jednoho chirurga	72,4 %	80,6 %	8,2 %
Simulace zástinu hlavami dvou chirurgů	50 %	59 %	9 %
Simulace osvětlení v ráně pacienta se zástinem jedné hlavy	63,7 %	59,9 %	-3,8 %

Tabulka 11: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – Trumpf iLED3 [45]

HyLED 730

Ačkoliv je u osvětlení HyLED 730 většina odchylek od deklarovaných hodnot záporných, jedná se jen o drobná procenta, a tudíž mohou být způsobena chybou měření.

HyLED 730	Katalogová hodnota	Naměřená hodnota	Odchylka od deklarovaných hodnot
Maximální udávaná intenzita ve srovnávací rovině	130 000 lx	125 600 lx	-3,4%
Parametr D10	19,5 cm	22,4 cm	15%
Parametr D50/D10	>50 %	50 %	0 %
Simulace osvětlení v ráně	100 0/	04.0.00	510
pacienta	100 %	94,9 %	-5,1 %
Simulace zástinu hlavou jednoho chirurga	75 %	67.6%	-74%
Simulace zástinu hlavami dvou	15 /0	07,070	-7,770
chirurgů	55 %	53,8 %	-1,2 %
Simulace osvětlení v ráně pacienta se zástinem jedné			
hlavy	65 %	61,6 %	-3,2 %

Tabulka 12: Porovnání deklarovaných hodnot s naměřenými – HyLED 730 [16]

Harmony LED585

Operační osvětlení Harmony LED585 má oproti udávaným hodnotám největší slabinu v maximální intenzitě udávané ve srovnávací rovině, jak je uvedeno v Tabulce 13. Ostatní hodnoty odpovídají katalogovým hodnotám, hodnota simulací zástinu hlavou jednoho chirurga je dokonce lepší o 14 % oproti udávané hodnotě.

Harmony LED585	Katalogová hodnota	Naměřená hodnota	Odchylka od deklarovaných hodnot
Maximální udávaná intenzita ve srovnávací rovině	150 0000 lx	134 100 lx	-10,6 %
Parametr D10	15,9 – 18,4 cm	16,9 cm	0 %
Parametr D50/D10	>50 %	48,5 %	-2 %
Simulace osvětlení v ráně pacienta	100,0 %	101,3 %	1 %
Simulace zástinu hlavou jednoho chirurga	40 %	53,6 %	14 %
Simulace zástinu hlavami dvou chirurgů	40 %	48,1 %	8,1 %
Simulace osvětlení v ráně pacienta se zástinem jedné	40.07	52.04	12.0/
niavy	40 %	52 %	12 %

Tabulka 13: Porovnání	deklarovaných hodnot :	s naměřenými – I	Harmony LED585 [13]

Souhrnné grafické znázornění

Na závěr je uvedeno grafické znázornění (viz Obrázek 35) porovnávající všechny deklarované hodnoty s naměřenými. Body označují hodnoty patřící k daným osvětlením dle jejich barvy v legendě obrázku. Popisky x-ové osy připadají k jednotlivým parametrům, které jsou vypsány níže. Osvětlení, jejichž hodnoty jsou blízké nule, dosahují udávaných hodnot nejblíže. Je třeba dodat, že graf je zde demonstrován hlavně kvůli velmi rozdílným výsledkům naměřených hodnot oproti deklarovaným. Z grafického znázornění na Obrázku 35 lze jednoduše vyčíst, která osvětlení splňují většinu parametrů (kladné hodnoty) a která naopak některých hodnot nedosáhla (záporné hodnoty). Například osvětlení Trumpf iLED3 u parametru D50 o 24 % nesplnilo udávanou hodnotu, naopak osvětlení HyLED 730 ji o 15 % přesáhlo. Nízké záporné hodnoty mohou být způsobeny stářím osvětlení, špatným zacházením s osvětlením nebo chybou měření. Vysoké záporné hodnoty již značí nedostatečné parametry osvětlení, ke kterým by u kvalitních osvětlení nemělo docházet.

- 1 maximální udávaná intenzita ve srovnávací rovině
- 2 parametr D10
- 3 parametr D50
- 4 parametr D50/D10
- 5 pokles osvětlení u maximálního ztlumení

- 6 simulace v ráně pacienta
- 7 simulace zástinu hlavou jednoho chirurga
- 8 simulace zástinu hlavami dvou chirurgů
- 9 simulace osvětlení v ráně pacienta se zástinem jedné hlavy



Obrázek 35: Grafické znázornění rozdílnosti deklarovaných hodnot oproti hodnotám naměřeným

6.4 Individuální hodnocení jednotlivých operačních osvětlení

V této části práce jsou shrnuta individuální hodnocení jednotlivých operačních svítidel. Nebudou zde popisovány základní parametry osvětlení, ale hlavně různé speciální funkce – speciální módy, kterými světla disponují a také můj osobní názor na tato osvětlení a jejich využití. U jednotlivých osvětlení není uvedena možnost instalace kamery a přídavného ramene s displejem, jelikož tato možnost se nabízí u všech níže uvedených osvětlení. Speciální funkce mohou být základní součástí osvětlení nebo se dokupují za příplatek. V této části nebudou zmiňovány funkce, které zvyšují parametry z Kapitoly 6.1, jelikož při měření jednotlivých parametrů byly vždy zvoleny ty módy, u kterých se dosáhlo nejlepších výsledků. V částech popisujících ovládání osvětlení jsou zmíněny jen ovládací prvky umístěné přímo na satelitech, jelikož ovládací prvky na zdi lze ovládat bez problémů u všech proměřovaných značek.

6.4.1 Volista 400

Osvětlení Volista 400 od firmy Maquet (Viz Obrázek 36) patří mezi dražší osvětlení, nabízí však několik doplňkových funkcí a stabilní parametry, kterými ve většině případů předčí ostatní osvětlení.



Obrázek 36: Operační osvětlení Volista 400 [22]

Ovládání osvětlení

Osvětlení Volista 400 má dotykový displej, u kterého je problém s ovládáním – má jen jednu stupnici a záleží, zda máte zrovna navolenou změnu intenzity nebo velikost světelného pole, což mi nepřijde jako ideální varianta řešení. Navíc se po této stupnici dotykem velmi špatně volí jednotlivé stupně.

Speciální funkce

Režim AIM (Automatic illumination management) umožňuje automatickou kompenzaci ztráty osvětlení – osvětlení ze zakrytých LED se sníží, zatímco osvětlení z ostatních se zvýší. Tento mód bohužel nebyl na operačních osvětleních ve Fakultní nemocnici v Motole k dispozici, nicméně se domnívám, že se jedná o velmi zajímavou funkci, jejíž efektivitu by však bylo vhodné před případným pořízením proměřit. [22]

Režim LMD (Luminance management device), tento speciální režim se instaluje na sterilní držadlo a umožňuje uložit určitou hodnotu intenzity osvětlení vnímanou zrakem a tuto hodnoty udržet po celou dobu zákroku. Tento režim sám automaticky snižuje intenzitu osvětlení, pokud jsou osvíceny světlejší povrchy, a zvyšuje ji při osvícení tmavých a hlubokých dutin. [22]

Endo mód, umožňující snížit intenzitu osvětlení až na 5 % oproti původní intenzitě osvětlení. [22]

Subjektivní hodnocení

U osvětlení Volista 400 může být velice zajímavá kombinace již zmíněných speciálních režimů, hlavně výsledné hodnoty při měření simulace zástinu hlavou jednoho chirurga, měření simulace osvětlení v ráně pacienta a dalších. Je zde však problém s dotykovým displejem, který se špatně ovládá a na který si stěžoval i zdravotnický personál ve Fakultní

nemocnici v Motole, problém by šel vyřešit přítomností nástěnného displeje. I tak jeho parametry vyšly nadprůměrné a dle mého názoru se jedná o jedno z nejlepších osvětlení.

6.4.2 Mach LED 3SC

Mach LED 3SC patří mezi svítidla s nejvyšší intenzitou osvětlení, která dosahuje až 150 000 lx a zároveň se jedná o jedno z nejnovějších LED osvětlení dosahující adekvátních výsledků.



Obrázek 37: Operační osvětlení Mach LED 3SC [7]

Ovládání osvětlení

Osvětlení je ovládáno pomocí displeje umístěného přímo na satelitu, tímto způsobem se příjemně ovládá, velikost světelného pole je nastavována na sterilní rukojeti, kde je i možnost zapnutí funkce DEPTH sloužící ke zlepšení parametrů L1 a L2.

Speciální funkce

Mach LED 3SC má i Endo mód, který umožňuje snížit intenzitu osvětlení až na 5 % oproti původní intenzitě. Tato funkce je využívána především u endoskopických zákroků. [7]

Subjektivní hodnocení

Operační osvětlení Mach LED 3SC se velice příjemně ovládá, sice nedisponuje množstvím speciálních funkcí, ale dosahuje dobrých výsledků u většiny parametrů.

6.4.3 Harmony LED585

Jak již z názvu Harmony LED585 od výrobce Steris vyplývá, tak se jedná o LED osvětlení, jehož největší předností je jeho nulový útlum při měření simulace osvětlení v ráně pacienta.



Obrázek 38: Operační osvětlení Harmony LED585 [13]

Ovládání osvětlení

Harmony LED585 má ovládání intenzity osvětlení přímo na rukojeti (na Obrázku 38 bohužel není patrné, jelikož je zde sejmuta násada na rukojeť s tlačítky). Tlačítka se dají velice dobře zmáčknout a nehrozí, že by při stisknutí došlo k posunutí osvětlení, nicméně pokud by intenzitu přepínala obsluha a ne lékař, mohlo by dojít k lehkému zastínění.

Subjektivní hodnocení

Harmony LED585 se velice příjemně ovládá a mezi novějšími osvětleními dosahuje průměrných parametrů, rozhodovat tedy v tomto případě bude především jeho cena vzhledem k ostatním osvětlením.

6.4.4 Trumpf iLED 3

Operační osvětlení Trumpf iLED3 patří mezi nejdražší osvětlení na trhu, disponující několika speciálními funkcemi. Jedná se o LED osvětlení, jehož hlavní nevýhodou je jeho nízký rozsah intenzit L1 a L2.



Obrázek 39: Operační osvětlení Trumpf iLED3 a iLED5 [45]

Ovládání osvětlení

Osvětlení je možné ovládat skrze displej umístěný přímo na satelitu. Ačkoliv je na displeji i několik speciálních funkcí, je velmi přehledný a jeho ovládání je uživatelsky příjemné.

Speciální funkce

Osvětlení Trumpf iLED3 umožňuje synchronní provoz. Pomocí tlačítka "sync" se druhé operační svítidlo automaticky synchronizuje dle toho, na kterém byl režim zaktivován a dále již mohou být obě operační svítidla ovládána synchronně – z panelů na obou světlech, dokud není synchronní režim opět vypnut. Jednotně jsou nastavovány všechny parametry operačního osvětlení – intenzita osvětlení, barevná teplota, zaostřování světelného pole a nastavení stínování. [45]

Endo mód neboli endo ztlumení je koncipováno pro endoskopické operace. Osvětlení klesne na 5 % maximální intenzity. [45]

Tlačítko "reset" vrátí nastavení do základní polohy – tedy na intenzitu osvětlení stupeň 2 (70 % z maximální intenzity osvětlení) a barevnou teplotu 4 500 K. Dle personálu FN Bohunice je funkce reset využívána hlavně u endoskopických operací, kdy je v průběhu operace na světle nastaven Endo mód a operatér případně potřebuje rychle přejít na klasický způsob osvětlení při operaci. [45]

Jedním z hlavních výhod osvětlení Trumpf iLED3 je i změna barevné teploty. Změnou barevné teploty mohou být kontrastněji zdůrazněny struktury tkáně. Její nastavení je umožněno jak na panelu na zdi operačního sálu, tak i přímo na ovládacím panelu osvětlení. Svítidlo Trumpf iLED3 nabízí barevné teploty 3 500 K, 4 000 K, 4 500 k a 5 000 K. Na autentických obrázcích níže, seřazených vzestupně dle nastavení barevné teploty osvětlení, jsou znatelné rozdíly mezi jednotlivými teplotami. Barevná teplota byla demonstrovaná na papíru s červenými odstíny a byla zalaminována do lesklé fólie, aby co nejlépe simulovala prostředí uvnitř otevřené rány pacienta. Nejvýraznější rozdíl je mezi 3 500 k a 4 000 K, kde je u 3 500 k již znatelný žluto-červený nádech způsobený nízkou barevnou teplotou. [45]



Obrázek 40: Ukázka barevných teplot na červených odstínech (zleva 3 500 K, 4 000 K, 4 500 k a 5 000 K)

Maximální intenzita je závislá na zvolené barevné teplotě. U osvětlení Trumpf iLED3 je vyšší barevná teplota regulována zapnutím modrých žárovek, které v kombinaci se žlutými a bílými LED způsobují bílo-modrý nádech. Z grafického znázornění níže je patrné, že maximálních hodnot intenzity osvětlení se dosahuje při teplotě 5 000 K.



Obrázek 41: Porovnání intenzity osvětlení při různých barevných teplotách

Barevná teplota 3 500 K klesla oproti 5 000 k v průměru (z maximální intenzity, intenzity stupně 4 a minimální intenzity) o 27,1 % (viz Tabulka 14). Rozdíly jsou tedy znatelné, ovšem ne pro každého je výrazné až ostře bílé světlo příjemné při dlouhodobém osvětlení menšího světelného pole při vysokých intenzitách.

Barevná teplota [K]	Maximální intenzita [lx]	Intenzita stupeň 4 [lx]	Minimální intenzita [lx]	Pokles oproti 5 000 k (průměr) [%]
3 500	76 200	76 500	49 600	27,1
4 000	78 700	79 200	50 700	24,9
4500	108 300	101 400	61 100	3,8
5 000	118 500	103 300	61 800	-

Tabulka 14: Porovnání maximálních naměřených intenzit v závislosti na barevné teplotě

Využití barevné teploty v průběhu operace má určitě své nesporné výhody. Je ovšem pravda, že v nemocnicích se příliš nevyužívá. Operatéři se většinou koncentrují na průběh operace a změnu barevné teploty nevyžadují. Barevná teplota je na všech třech traumatologických sálech ve Fakultní nemocnici Brno Bohunice trvale nastavená na 4 000 K. Dle informací poskytnutých zdravotnickým personálem na operačních sálech nebyla barevná teplota za posledního půl roku ani jednou změněna. Je diskutabilní, zda má cenu do těchto speciálních funkcí investovat. Je možné, že v příštích pár letech se s nástupem nových generací lékařů-chirurgů tyto funkce začnou více využívat a bude běžnou praxí barevné teploty osvětlení při operacích přepínat.

Subjektivní hodnocení

Mezi největší klady patří u osvětlení Trumpf iLED3 množství doplňkových funkcí, které jsou přímo součástí osvětlení, jsou ovšem vykompenzovány vyšší cenou oproti ostatním

osvětlením. A proto záleží, zda při zakoupení osvětlení za vyšší cenu bude i plnohodnotně využito.

6.4.5 HyLED 730

LED osvětlení HyLED 730 (Obrázek 42) od firmy Mindray má oproti ostatním osvětlením poněkud slabší interval parametrů L1 a L2, jinak však dosahuje průměrných hodnot daných parametrů. Osvětlení nabízí speciální režim plného osvětlení, kdy se hodnota vystoupá až na 125 600 lx, nicméně v případě, že dojde k zapnutí tohoto režimu, se velikost světelného pole automaticky nastaví na jednu úroveň bez možnosti změny. Mnohem lepší by byl způsob, kdy by se těchto intenzit dosáhlo u základního nastavení intenzity osvětlení bez nutnosti mačkat speciální tlačítko, což působí poněkud zmatečně. Tvar osvětlení umožňuje kvalitní laminární proudění vzduchu v místnosti.



Obrázek 42: Operační osvětlení HyLED 730 [16]

Ovládání osvětlení

Jak můžeme vidět na Obrázku 42, tak osvětlení HyLED 730 má na satelitu přímo displej k ovládání intenzity osvětlení a také k nastavení velikosti světelného pole. Displej se velmi příjemně ovládá bez toho, že by došlo k posunu osvětlení.

Subjektivní hodnocení

Jedná se o kvalitní operační osvětlení, které se velice dobře prostorově nastavuje a u kterého je velmi dobře ovladatelný displej. Jak bylo uvedeno výše, doporučila bych výrobci sjednotit nastavování intenzity osvětlení.

6.4.6 MarLED E9i

Na Obrázku 43 je operační osvětlení MarLED E9i patřící mezi svítidla s nejvyšší možnou povolenou intenzitou osvětlení. Osvětlení dle naměřených hodnot dosahuje až 150 000 lx, takže absence speciálních funkcí zde není výrazný problém.



Obrázek 43: Operační osvětlení MarLED E9i [23]

Ovládání osvětlení

Maximální intenzita osvětlení i velikost světelného pole se ovládá pomocí tlačítek na displeji. Tlačítka je občas obtížné zmáčknout, aniž by se nepohnulo i přímo operační osvětlení, což považuji za mírný nedostatek.

Subjektivní hodnocení

Osvětlení nedisponuje žádnými speciálními funkcemi, nicméně se domnívám, že v případě určitých operací to ani není potřeba a že jistě najde své uplatnění.

6.4.7 Sola 700

Sola 700 je halogenové operační osvětlení od firmy Dräger medical (viz Obrázek 44), jedná se o halogenové osvětlení, jejichž výhodou je nižší pořizovací cena a také snadná dostupnost náhradních žárovek. Osvětlení navíc disponuje hned dvěma žárovkami, aby v případě výpadku první žárovky nebyl narušen průběh operace. Světlo umožňuje měnit intenzitu osvětlení pomocí tlačítek umístěných jak na stěně, tak i přímo na satelitu a pomocí otáčení rukojeti i měnit velikost světelného pole. Ačkoliv osvětlení Sola 700 dosáhlo podobných parametrů jako osvětlení Volista 400, Mach LED 3SC a další, tak z hlediska měření simulací jednotlivých specifických situací, které mohou na operačních sálech nastat, dosáhlo mnohem horších výsledků.



Obrázek 44: Operační osvětlení Sola 700 [39]

Ovládání osvětlení

Ovládání velikosti světelného pole pomocí rukojeti je bez problémů, nicméně tlačítka umožňující změnu intenzity osvětlení lze velmi špatně stisknout, občas při zmáčknutí dojde k nechtěnému posunutí satelitu, k čemuž by u osvětlení nemělo docházet.

Subjektivní hodnocení

Operační osvětlení Sola 700 je ve Fakultní nemocni Brno Bohunice umístěné na Bariérovém sále určeném především pro operace týkající se popálenin, kam bych ho i sama doporučila, jelikož oproti ostatním osvětlením má při největším světelném poli velké parametry D50, a tudíž kvalitně osvítí větší oblast operačního pole.

6.4.8 Martin ML 700

Operační osvětlení od firmy KLS Martin Group, Martin ML 700, patří mezi starší typy osvětlení. Jedná se o halogenové světlo s reflektorem, viz Obrázek 45. Jelikož se jedná o starší halogenové osvětlení, tak jeho hodnoty při měření značně kolísaly (ačkoliv byl externí senzor luxmetru na jednom místě), což znepříjemňovalo celý proces měření a také do budoucna by to mohl být problém viditelný už při běžném použití. Nicméně nespornou výhodou tohoto osvětlení je dostupnost a cena náhradních žárovek, které se pohybují v řádu několika set korun a dají se vyměnit bez nutnosti volání certifikovaných pracovníků.



Obrázek 45: Operační osvětlení Martin ML 700 [24]

Ovládání osvětlení

Co se samotného ovládání světla týče, tak světlo má pouze jednu intenzitu a velikost operačního pole je volitelná dle točení s rukojetí uprostřed operačního osvětlení.

Subjektivní hodnocení

Operační osvětlení Martin ML 701 je určeno spíše na menší zákroky. Z tohoto pohledu je zde poměr cena výkon na místě a osvětlení i v dnešní době, kdy z technického hlediska nemůže konkurovat světlům jako je Trumpf iLED3, stále najde své uplatnění i v nemocnicích na sálech jako je Sádrovna.

6.4.9 Hanaulux 2000

Osvětlení Hanaulux 2000 je rozhodně nejslabším operačním osvětlením zmiňovaným v této diplomové práci a nebude rozděleno na dílčí části jako předchozí osvětlení. Jedná se o osvětlení, které nemá možnost volby intenzity ani změnu velikosti světelného pole, navíc dosahuje maximální intenzity jen 30 600 lx (viz Kapitola 6.1.1). To je naprosto nevyhovující pro osvětlení operačních zákroků, proto bych doporučila osvětlení Hanaulux 2000 co nejdříve vyměnit.



Obrázek 46: Operační osvětlení Hanaulux 2000 [12]

7 Návrh na vylepšení měření kvality osvětlení na operačních sálech

Nedostatky a nepřesnosti v postupu měření kvality osvětlení si žádají vylepšení stávajícího postupu, aby mohla být měření prováděna opravdu kvalitně. Ve velkých firmách, kde se jednotlivá osvětlení vyrábějí, není problém zajistit si ideální podmínky pro taková měření, nicméně pro měření prováděná přímo v nemocnicích by bylo potřeba postup měření vylepšit.

V této kapitole je popsán návrh konstrukce na měření kvality osvětlení na operačních sálech. U konstrukce jsou důležité dvě základní věci. Zaprvé, aby detailně a s vysokou přesností proměřila prostor, v němž by se mělo nacházet maximum intenzity osvětlení (tedy ve srovnávací rovině) a parametry D50 a D10. Jednalo by se o pomyslný kvádr o rozměrech 20 cm x 20 cm. Zadruhé je důležité, aby senzor byl schopen měřit intenzitu osvětlení až do 165 000 lx (počítáno s 3% odchylkou hodnot), jelikož operační osvětlení může dosahovat dle normy ČSN EN 60601-2-41 hodnot až 160 000 lx. [6]

Návrh na měření řeší pouze otázku maximální intenzity a parametrů D50 a D10. U měření osvětlení v hloubce by bylo zapotřebí laserového měřiče vzdálenosti, který by odečítal vzdálenost mezi operačním svítidlem a senzorem a který by zároveň při dosažení správné procentuální hodnoty (80%) oproti maximální intenzitě ve srovnávací rovině upozornil měřící osobu, že již může zastavit posunování operačního stolu.

Co se týče měření simulací, konkrétně simulace měření v ráně pacienta a simulace zástinu hlavou chirurga, tak u těchto měření nemám k danému postupu žádné výhrady. Je sice velice důležité, aby střed operačního svítidla byl přesně nad konstrukcí a aby bylo operační svítidlo kolmé k operačnímu stolu, ale jinak se dosahuje nezkreslených výsledků.

Automatizace měření

Během měření většího počtu světel bylo zjištěno několik problémů popsaných v předchozích kapitolách. Mezi tyto problémy patří hlavně tyto tři:

- Měření je velmi časově náročné (cca 6 hodin jedno osvětlení).
- Oči měřitele jsou během měření nadmíru namáhány neustálým ostřením do středu světelného pole, na displej luxmetru a také na monitor počítače, kam jsou hodnoty zaznamenávány.
- Posouvání a zaznamenávání polohy senzoru je zdlouhavé a nepřesné. Navíc je ideální, pokud ho provádějí dvě osoby, což zvyšuje celkovou dobu práce člověk/hodina.

Pokud by se tato měření měla provádět na dalších modelech světel v dalších nemocnicích, bylo by vhodné měření automatizovat, což by ušetřilo čas, práci i oči měřitele.

Návrhy k odstranění problémů manuálního měření:

• Hodnoty ze senzoru by se měly přenášet rovnou do počítače. Tím by se odstranila závislost na displeji luxmetru a zaznamenávání hodnot by bylo rychlejší.

 Senzor by se měl posouvat automaticky ve třech rovinách podobně jako tisková hlava 3D tiskárny a hodnoty v jednotlivých vzdálenostech od středu by měly být automaticky měřeny a zaznamenávány do počítače.

7.1 Návrh na vylepšené měření maximální intenzity a parametr D50 a D10

Pro jedno pokusné měření v nemocnici Bohunice byl sestaven prototyp pro automatizaci měření, který částečně implementuje první ze dvou uvedených návrhů. Tento prototyp byl sestaven z mikropočítače Arduino, připojeného přes USB k notebooku. Arduino je malý jednodeskový počítač s procesorem Atmega určený především pro výuku a prototypování.

Vývojovým prostředím pro tento mikrokontrolér je Arduino IDE. Programovacím jazykem je Wiring, neboli jazyk, který se používá pro psaní programů a je podobný C a C++. Velice jednoduchý framework pro vývoj na Arduino předepisuje funkce setup() a loop(). Funkci setup() je předáno řízení při spuštění programu a volá se pouze jednkrát. Po jejím vykonání se předá řízení funkci loop(), která je volána stále dokola.

Pro účely měření intenzity osvětlení byl zvolen mikrokontrolér Arduino Nano s procesorem Atmega 168 (viz Obrázek 47), který je svým výkonem a velikostí paměti naprosto dostačující. Dále byl použit světelný senzor BH 1750 od výrobce ROHM Semiconductors s rozsahem 1 – 65 535 lx. Jeho výrobce vytiskl popis jednotlivých pinů na spodní stranu desky, což znepříjemnilo zapojování. Kompletní specifikaci senzoru BH1750 lze nalézt zde [2]



Obrázek 47: Schéma prototypu a prototyp [35]



Obrázek 48: Schéma zapojení senzoru BH 1750 [2]

Popis zapojení (viz Obrázek 48):

- VCC >>> 3.3V
- SDA >>> A4
- SCL >>> A5
- ADDR >>> A3
- Gnd >>> Gnd

Senzor BH1750 má menší rozsah, než je pro operační osvětlení potřeba, proto by byl nutný senzor, který by měl rozsah $1 - 160\ 000$ lx. Případně by se dal použít senzor od luxmetru Voltcraft lx – 1108, ke kterému je přesná technická dokumentace obsahující vnitřní schéma zapojení.

Vlastní program

Program pro měření intenzity osvětlení a využívá knihovnu pro senzor BH1750 a komunikuje s počítačem, přes sériovou linku. Knihovna pro senzor je k dispozici na [2]. Po nahrání programu na desku jsou hodnoty intenzity osvětlení posílány v sekundových intervalech po sériové lince. Níže je uveden program.

```
#include <Wire.h>
                         //použití knihovny
#include <BH1750FVI.h>
                         //import knihovny k senzoru
BH1750FVI LightSensor;
void setup() {
 Serial.begin(9600);
                         // nastaví přenosovou rchlost sériové linky
                         // 9600 baudů je obvyklá hodnota
 LightSensor.SetAddress(Device_Address_H); //Nastavení I2C sběrnice
 LightSensor.SetMode(Continuous_H_resolution_Mode); //nastavení módu,
                                 // který je dle dokumentace optimální
 LightSensor.begin();
  Serial.println("Zacatek mereni.");
}
int max = 0;
```

```
void loop() {
 uint16_t lux = LightSensor.GetLightIntensity();
                                                    //čtení naměřené
                                                     //hodnoty ze senzoru
 Serial.print("Intenzita: ");
 Serial.print(lux);
                             //tisk hodnoty na sériovou linku
  Serial.print(" lx. ");
  if(lux > max){
                             //zjištění, zda je aktuální hodnota maximální
    max = lux;
  }
 Serial.print("Max: ");
                            //tisk maximální hodnoty na sériovou linku
 Serial.print(max);
  Serial.println(" lx. ");
  char prijato;
  if (Serial.available() > 0) {
                             //ulož znak přijatý po sériové lince
   prijato = Serial.read();
  if(prijato == 'r') {
                  // pokud byl přijatý znak 'r', smaž maximální hodnotu
   \max = 0;
  }
 delay(1000);
                   // počkej 1 sekundu do dalšího měření
```

Pro ulehčení měření bylo přidáno zaznamenání maximální intenzity a jejího resetování, ke kterému stačí poslat znak "r" sériovou linkou na Arduino. Na Obrázku 49 níže jsou zaznamenávány hodnoty ze senzoru při zakrytí senzoru a jeho postupném odkrývání, při opětovném zakrytí zůstává maximální hodnota nezměněna (tedy dokud nedojde k poslání znaku "r" na sériovou linku).

COM1	-	. 🗆	×
		[Send
Zacatek mereni.			
Intenzita: 14 lx. Max: 14 lx.			
Intenzita: 13 lx. Max: 14 lx.			
Intenzita: 13 lx. Max: 14 lx.			
Intenzita: 19 lx. Max: 19 lx.			
Intenzita: 55 lx. Max: 55 lx.			
Intenzita: 15 lx. Max: 55 lx.			
Intenzita: 15 lx. Max: 55 lx.			
Autoscroll	No line ending	✓ 9600 b	aud 🗸

Obrázek 49: Výstup ze sériové linky

Závěr

Diplomová práce je zaměřena zejména na měření kvality osvětlení na operačních sálech. Kvalitní operační osvětlení je pro hladký průběh operace nepostradatelné – chirurgům umožňuje dostatečně osvětlit velkou část operačního pole a zároveň vidět i do hlubokých ran. Výsledkem této práce však neměl být výběr ideálního osvětlení, které by mělo nejlepší parametry a pomyslně "zvítězilo" mezi konkurenčními variantami, ale vyhodnocení samotného procesu měření kvality osvětlení na operačních sálech, změření jednotlivých parametrů, jejich porovnání s deklarovanými hodnotami a individuální hodnocení jednotlivých osvětlení.

Změřeno bylo osm osvětlení z Fakultní nemocnice Brno Bohunice a jedno osvětlení z pražské Fakultní nemocnice v Motole. Operační svítidla byla změřena pomocí speciální sady od firmy Maquet na měření kvality osvětlení na operačních sálech. Tato sada umožnila naměření daných hodnot, nicméně součástí této diplomové práce je i návrh na její vylepšení. Konkrétně parametr D50 a D10, týkající se distribuce světla v operačním poli ve srovnávací rovině, nelze naměřit s přesností, se kterou by mělo být měření prováděno. Tento parametr se měří pomocí luxmetru s externím senzorem a výsledky se zakreslují na výkres. Již při měření těchto vzdáleností dochází k nepřesnostem. k zajištění co nejpřesnějších výsledků musí být na operačním sále tma a zapnuté je pouze dané operační svítidlo. Tato svítidla ale dosahují až 160 000 lx, což způsobuje problém se zaostřováním ze senzoru luxmetru v operačním poli, který je silně osvícen, na samotný luxmetr a na počítač, kam se zapisují výsledky, a které jsou v šeru bokem od operačního pole. Na tyto skokové změny intenzity osvětlení není lidské oko koncipováno a mohlo by docházet k problémům se zrakem, a proto je lepší nosit při měření sluneční brýle a neprovádět měření několik hodin za sebou.

Tento problém by šel vyřešit automatizací tohoto měření, detailněji popsaného v poslední kapitole. Pomocí senzoru snímajícího intenzitu osvětlení by se hodnoty přímo exportovaly do počítače. Tento senzor by se pomocí speciální konstrukce posunoval ve všech třech rovinách a tímto způsobem danou srovnávací rovinu proměřil. Další možností, jak snížit nepřesnost u parametrů D50 a D10, byla má vlastní obměněná verze měření s nově vytvořenými parametry p5 a p10, kde se neposunoval luxmetr a nehledala se 50% a 10% hodnota intenzity osvětlení oproti jejímu maximu ve srovnávací rovině. Předem se narýsovaly pomocné linie, na které se senzor luxmetru pokládal 5 cm a 10 cm od místa, kde byla naměřena maximální intenzita osvětlení a odečítaly se hodnoty intenzity osvětlení z luxmetru, hodnoty byly následně standardizovány. Tímto způsobem se snížil problém s náročností na zrak měřitele, zvýšila se přesnost a snížila se časová náročnost. Nevýhodou je horší interpretace naměřených hodnot, jejichž číselný údaj je bez porovnání s ostatními osvětleními hůře představitelný. Pearsonův korelační koeficient pro parametry D50 a p5 je 0,99 a pro parametry D10 a p10 je 0,95, což ukazuje vysokou korelaci uvedených veličin.

Ostatní parametry operačních osvětlení jsou zpracovány ve formě grafických znázornění, která umožňují lepší představu o hodnotách, kterých by měly nabývat, a situacích, ke kterým jsou daná osvětlení vhodná. Parametry, které jsou deklarovány výrobcem v propagačních katalozích a manuálech, byly s naměřenými hodnotami porovnány. Některá osvětlení dané parametry nesplňovala, což u jednotlivých osvětlení považuji za výrazný nedostatek.

Z hlediska maximální možné intenzity osvětlení dosahují nejvyšších výsledků osvětlení Mach LED 3SC a MarLED E9i. Jejich maximální intenzita osvětlení ve srovnávací rovině dosahuje až 150 000 lx, většina ostatních osvětlení se pohybuje kolem 120 000 – 130 000 lx. Interval volitelné intenzity jednotlivých osvětlení se řádově pohybuje okolo 100 000 lx, je ovšem diskutabilní, do jak nízkých hodnot je při operacích potřeba intenzitu snižovat, proto tento parametr nepovažuji za příliš důležitý. Parametry D50 a D10, týkající se distribuce světla v operačním poli, byly rozděleny na dvě části a to na nejmenší velikost světelného pole, u kterého nejlépe vyšla osvětlení Volista 400, Trumpf iLED3 a HyLED 730, a na největší velikost světelného pole, kde nejlépe obstála osvětlení Harmony LED585, Mach LED 3SC a opět HyLED 730.

V rámci měření hloubky osvětlení bych vyzvedla Volistu 400, který sice nedosáhl nejvyšších hodnot u parametrů L1 a L2, ale obě hodnoty byly nadprůměrné a osvětlení bych tedy v této kategorii označila za nejlepší variantu, jelikož ostatní svítidla dosáhla nadprůměrných hodnot vždy jen u jednoho z parametrů. Měření simulací v rámci specifických situací obsahovalo 4 druhy měření, souhrnně však nejlépe vyšel Mach LED 3SC a HyLED 730. Obě osvětlení dosáhla nadprůměrných hodnot vždy alespoň v jedné kategorii výrazně nižší hodnoty.

U porovnání deklarovaných hodnot od výrobce málokteré naměřené hodnoty přesně odpovídaly hodnotám uvedeným v katalozích a manuálech. V této kategorii bych vyzdvihla Volistu 400 a Harmony LED585. u Volisty 400 ani v jedné kategorii neklesla naměřená hodnota oproti udávané pod tolerovaných 5 %, u osvětlení Harmony LED585 pouze jedenkrát a to jen u maximální naměřené intenzity ve srovnávací rovině, která i tak dosáhla 150 000 lx.

Při výběru operačních osvětlení je důležité si stanovit, na jaký sál bude osvětlení umístěno a jaký druh operačních zákroků zde probíhá. Tímto způsobem si lze určit priority – vybrat parametry, které jsou k daným zákrokům nejpotřebnější, vymezit, jakých hodnot by měly nabývat ostatní parametry a porovnat dané představy s nabízenou cenou operačního osvětlení a nemocničním rozpočtem.
Seznam použité literatury

- [1] A Sound Person's Guide To Lighting: The language of light. Performing Musician: Live sound world [online]. PM, 2007 [cit. 2015-12-29]. Dostupné z: http://www.performingmusician.com/pm/nov07/articles/guidetolighting.htm?print=yes
- [2] BH1750FVI_Master. 2013. GitHub [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: https://github.com/Genotronex/BH1750FVI_Master
- [3] Brandon Medical [online]. 2013 [cit. 2016-01-03]. Dostupné z: http://www.brandon-medical.com/
- [4] COMMISSION INTERNATIONALE DE L'ECLAIRAGE, Commission internationale de l'Eclairage: International Commission on Illumination [online]. 2000. Vienna, 2015 [cit. 2015-12-28]. Dostupné z: http://www.cie.co.at/
- [5] CRC handbook of chemistry and physics: a ready-reference book of chemical and physical data. 2004. 85th ed. Editor David R Lide. Boca Raton, Fla.: CRC Press, 1 sv. (různé stránkování). ISBN 08-493-0485-7.
- [6] ČSN EN 60601-2-41: Zdravotnické elektrické přístroje: Zvláštní požadavky na bezpečnost a nezbytnou funkčnost operačních a vyšetřovacích svítidel. 2010. Praha: Úřad pro technickou normalizaci metrologii a státní zkušebnictví.
- [7] Dr. Mach: Surgical lighting [online]. 2010. 2016 [cit. 2016-01-01]. Dostupné z: http://www.dr-mach.de/
- [8] ELVIDGE, Christopher, David KEITH, Benjamin TUTTLE a Kimberly BAUGH Spectral Identification of Lighting Type and Character. Sensors [online]. 2010 [cit. 2015-12-27]. Dostupné z: http://www.mdpi.com/1424-8220/10/4/3961/htm
- [9] HABEL, Jiří a Petr ŽÁK. 2011. Elektrické světlo. Praha. [online]. [cit. 2015-12-25].
- [10] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky. Vyd. 1. Brno: VUTIUM, 2000, vii, s. 1034-1198, [35] s. Překlady vysokoškolských učebnic. ISBN 80-214-1868-0.
- [11] Hanaulux. 2013. MedLamps [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.medlamps.co.uk/brands/hanaulux-lamps-bulbs.html
- [12] Hanaulux. 2014. Scopetmedical [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.scopetmedical.com/shop-1/theatre-lights/17085-heraeus-hanaulux-2003i-lighthead/
- [13] Harmony® LED Surgical Lighting. 2016. STRERIS [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: https://www.steris.com/products/surgical-lights/harmony-led-surgical-lighting-and-visualization-system
- [14] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. 2001. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. Brno: Neptun, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.

- [15] HUGHES, Peter a N.J. MASON. 1998. Introduction to environmental physics. London; New York: Taylor and Francis. ISBN 978-074-8407-651.
- [16] HyLED 7 Series. 2011. Mindray [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.mindray.com/en/products/HyLED7Series.html
- [17] JÄHNE, Bernd. 2000. Practical Handbook on Image Processing for Scientific and Technical Applications. Boca Raton: CRC Press LLC. 2. vydání. ISBN 0-8493-1900-5.
- [18] JOST-BOISSARD, Sophie, Marc FONTOYNONT a Joachim BLANC-GONNET. Perceived lighting quality of LED sources for the presentation of fruit and vegetables. Journal of Modern Optics. 2009, 56(13): 1420-1432. DOI: 10.1080/09500340903056550. ISSN 0950-0340. Dostupné také z: http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/09500340903056550
- [19] KRBAL, Michal. 2014. Tvorba znalostní databáze pro světelnou techniku s možností expertního zpracování obrazů. Brno. Disertační práce. Ústav elektroenergetiky FEKT VUT. Vedoucí práce Ing. Petr Baxant, Ph.D.
- [20] Light Enters the Fourth Generation: A New Take on an Old Technology. Ushio: Lighting Technologies [online]. 2014 [cit. 2015-12-29]. Dostupné z: http://www.ushio.co.jp/en/ir/ar2014/story/light.html
- [21] LIGHT HANDLE COVER. 2012. STERIS [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.steris-lesindispensables.com/en/handles-and-adapters/178-poignees-steriles-bleues-a-usage-unique.html
- [22] MAQUET HOLDING B.V. & CO.K.G., MAQUET [online]. 2009. 2015 [cit. 2015-12-30]. Dostupné z: http://www.maquet.com/int/
- [23] MarLed E9. 2015. BiagginiMedical [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.biagginimedical.com/#!marled-e9/zoom/c1pl9/image181x
- [24] Martin ML 700. 2001. KLS Martin [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.klsmartin.com/products/operating-lights/?L=2
- [25] Martin. KLS Martin [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.klsmartin.com/products/operating-lights/
- [26] MEGAPIXEL S.R.O. Barevná teplota. 2001. Megapixel [online]. 2015 [cit. 2015-12-25]. Dostupné z: http://www.megapixel.cz/barevna-teplota
- [27] NEVAŘILOVÁ, Ludmila. 2010. Zdroje elektrického světla: Rozdělení elektrických zdrojů světla. Učíme v prostoru [online]. [cit. 2015-12-28]. Dostupné z: http://uvp3d.cz/dum/?page_id=2995
- [28] NOBORU OHTA, Alan R. 2006. Colorimetry Fundamentals and Applications. Chichester: John Wiley. ISBN 978-047-0094-730.
- [29] P. FLESCH. 2006. Light and light sources high-intensity discharge lamps. Berlin: Springer-Verlag. ISBN 978-354-0326-854.

- [30] PIHAN, Roman. 2002. Vše o světle: Veličiny pro měření světla. FotoRoman: Fotografie a fototechniky [online]. 23.12.2015 [cit. 2015-12-25]. Dostupné z: http://www.fotoroman.cz/techniques3/svetlo15photometry.htm
- [31] PLCH, Jiří. 1999. Světelná technika v praxi. Praha: IN-EL, 210 s. Knižnice Elektro. ISBN 80-862-3009-0.
- [32] RAY, Sidney F. 1999. Scientific Photography and Applied Imaging. Oxford: Focal Press. ISBN 9780240513232.
- [33] ROZMAN, Jiří. 2000. Diagnostika životního prostředí. Brno: Vysoké učení technické, 136 s. ISBN 80-214-1771-4.
- [34] SAADAOUI, Saif a Rached GHARBI. Digital control of power supply used in regulation of halogen lamp. 2013 International Conference on Advanced Logistics and Transport [online]. IEEE, 2013, (1): 47-52 [cit. 2015-12-29]. DOI: 10.1109/ICAdLT.2013.6568433. ISBN 978-1-4799-0313-9. Dostupné z: http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6568433
- [35] Sensor BH1750FVI Datasheet. 2009. Alldatasheet [online]. ROHM [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.alldatasheet.com/datasheetpdf/pdf/338083/ROHM/BH1750FVI.html?
- [36] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. 2004. Atlas fyziologie člověka. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.
- [37] Skytron surgical lights. 2014. PeakMedical system, INC [online]. Boston [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.peakmedical.com/#!surgical-lights/c24c7
- [38] SOKANSKÝ, Karel, Tomáš NOVÁK, Marek BÁLSKÝ, et al. 2011. Světelná technika. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 255 s. ISBN 978-80-01-04941-9.
- [39] Sola. 2015. Draeger [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.draeger.com/sites/assets/PublishingImages/Products/inf_sola_series/ZH /solafamily_pi_9049084_en.pdf
- [40] Surgical light HyLED 730. 2016. MIndray [online]. Russia [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.mindrayco.ru/hirurgicheskiy-svetilnik-hyled-760730
- [41] Surgical light Sola. 2002. Ural Optima [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://uraloptima.ru/?p=7009
- [42] Technology. 2014. IMMUNOLIGHT LLC. Immunolight [online]. [cit. 2015-12-25]. Dostupné z: http://www.immunolight.com/technology/
- [43] The LED Operating Principle. Merck: Performance Materials [online]. Darmstadt, 2012 [cit. 2015-12-29]. Dostupné z: http://www.merck-performancematerials.com/en/lighting/led_function/led_function.html
- [44] Towards a new century of Light: CIE Centenary Conference [online]. Paříž, 2013[cit.2015-12-25].Dostupnéz:http://paris2013.cie.co.at/sites/default/files/AbstractBookletParis2013_digital.pdf

- [45] Trumpf Medical [online]. 2000, 2016 [cit. 2016-01-01]. Dostupné z: http://www.us.trumpf-med.com/en.html
- [46] VOLTCRAFT, Voltcraft [online]. 2010. [cit. 2015-12-30]. Dostupné z: http://www.voltcraft.com/cs/
- [47] What is CRI?: The color rendering index explained. 2015. BORDER STATES INDUSTRIES, INC. Border states: Supply chain solutions [online]. [cit. 2015-12-25]. Dostupné z: http://solutions.borderstates.com/what-is-cri-color-rendering-index

Seznam zkratek

- AIM Automatic illumination management
- CIE Commission internationale de l'éclairage
- lx lux
- LED Light-Emitting Diode
- LMD Luminance management device

Seznam příloh

Příloha 1:Intervaly intenzit osvětlení jednotlivých svítidel	79
Příloha 2: Parametry D50, D10 pro nejmenší velikost světelného pole	79
Příloha 3: Parametry D50, D10 pro největší velikost světelného pole	79
Příloha 4: Parametry p10 a p5 pro nejmenší a největší velikost světelného pole	80
Příloha 5: Parametry L1 a L2 pro nejmenší velikost světelného pole	80
Příloha 6: Parametry L1 a L2 pro největší velikost světelného pole	80
Příloha 7: Měření simulací specifických situací	81
Příloha 8: Hodnoty pro měření simulace zástinu hlavami dvou chirurgů	81
Příloha 9: Výpočet parametrů p5 a p10	82

Operační osvětlení	Maximální intenzita ve srovnávací rovině [lx]	Minimální intenzita ve srovnávací rovině [lx]	Hodnota intervalu [lx]
Volista 400	122 500	22 500	100 000
Mach LED 3SC	150 100	30 900	119 200
Harmony LED585	134 100	19 900	114 200
Trumpf iLED3	109 200	23 300	85 900
HyLED 730	125 600	22 100	103 500
MarLED E9i	150 300	47 300	103 000
Sola 700	123 300	32 600	90 700
Martin ML 700	92 500	37 000	55 500

Příloha 1:Intervaly intenzit osvětlení jednotlivých svítidel

Příloha 2: Parametry D50, D10 pro nejmenší velikost světelného pole

Operační osvětlení	D10 [cm]	D50 [cm]	D50/D10 [%]
Volista 600	20,5	11,9	42
Mach LED 3SC	16,5	8,8	47
Harmony LED585	17,2	8,63	50
Trumpf iLED3	21,6	8,6	60
HyLED 730	22,2	11,93	46
MarLED E9i	18,8	9,8	48
Sola 700	18,6	7,93	57
Martin ML 700	16,2	8,9	45
Hanaulux 2000	24,8	14,4	42

Příloha 3: Parametry D50, D10 pro největší velikost světelného pole

Operační osvětlení	D10 [cm]	D50 [cm]	D50/D10 [%]
Volista 600	23,2	12,3	47
Mach LED 3SC	27,7	14,8	47
Harmony LED585	27,5	14,6	47
Trumpf iLED3	23,1	7,4	68
HyLED 730	24,8	13	48
MarLED E9i	17,7	9,3	47
Sola 700	29	10,2	65
Martin ML 700	19,8	12,5	37

	Pro nejmer světelnéł	nší velikost 10 pole []	Pro největší velikost světelného pole []		
	p10	p5	p10	p5	
Volista 600	0,14	0,61	0,17	0,61	
Mach LED 3SC	0,07	0,40	0,23	0,68	
Harmony LED585	0,07	0,38	0,22	0,67	
Trumpf iLED3	0,15	0,41	0,15	0,38	
HyLED 730	0,17	0,60	0,20	0,67	
MarLED E9i	0,05	0,45	0,07	0,43	
Sola 700	0,07	0,32	0,24	0,56	
Martin ML 700	0,06	0,42	0,09	0,63	
Hanaulux 2000	0,23	0,85			

Příloha 4: Parametry p10 a p5 pro nejmenší a největší velikost světelného pole

Příloha 5: Parametry L1 a L2 pro nejmenší velikost světelného pole

	L1 pro minimální intenzitu osvětlení [cm]	L1 pro maximální intenzitu osvětlení [cm]	L2 pro minimální intenzitu osvětlení [cm]	L2 pro maximální intenzitu osvětlení [cm]	Interval hloubky (L1 + L2) [cm]
Volista 600	16,5	17,0	18,0	18,0	34,5
Mach LED 3SC	31,5	32,0	8,0	8,5	40,0
Harmony LED585	15,0	15,0	10,5	10,5	25,5
Trumpf iLED3	9,5	10,0	10,0	10,0	19,5
HyLED 730	17,5	17,5	11,0	11,0	28,5
MarLED E9i	10,0	10,5	12,0	13,0	23,0
Sola 700	14,0	14,5	20,0	21,0	35,0
Martin ML 700	8,0	8,0	16,0	16,0	24,0
Hanaulux 2000	7,0	7,0	12,0	12,0	19,0

Příloha 6: Parametry L1 a L2 pro největší velikost světelného pole

	L1 pro minimální intenzitu osvětlení [cm]	L1 pro maximální intenzitu osvětlení [cm]	L2 pro minimální intenzitu osvětlení [cm]	L2 pro maximální intenzitu osvětlení [cm]	Interval hloubky (L1 + L2) [cm]
Volista 600	22,0	22,0	14,5	17,0	39,0
Mach LED 3SC	50,0	50,0	5,0	5,0	55,0
Harmony LED585	37,0	37,5	12,5	12,5	49,5
Trumpf iLED3	8,0	8,0	20,0	20,0	28,0
HyLED 730	11,0	11,0	25,0	25,0	36,0
MarLED E9i	10,0	11,0	13,0	14,0	24,0
Sola 700	14,0	14,5	32,0	32,0	46,0
Martin ML 700	4,0	4,0	13,0	13,0	17,0
Hanaulux 2000	Nemá				

Operační osvětlení	Simulace osvětlení v ráně pacienta [%]	Simulace zástinu hlavou jednoho chirurga[%]	Simulace osvětlení v ráně pacienta s jednou hlavou [%]
Volista 400	97,6	53,9	50,1
Mach LED 3SC	100,8	61,6	61,4
Harmony LED585	101,3	53,6	52,0
Trumpf iLED3	81,9	80,6	59,9
HyLED 730	94,9	67,6	61,6
MarLED E9i	98,1	60,9	57,0
Sola 700	101,4	38,2	38,0
Martin ML 700	99,0	18,70	18,8
Hanaulux 2000	94,8	52,30	45,1

Příloha 7: Měření simulací specifických situací

Příloha 8: Hodnoty pro měření simulace zástinu hlavami dvou chirurgů

Operační osvětlení	0° [lx]	45° [lx]	90° [lx]	135° [lx]	Průměr [lx]	Směrodatná odchylka [lx]
Volista 400	60 300	63 400	54 600	56 800	58 775	3 356
Mach LED 3SC	65 000	73 900	73 100	63 800	68 950	4 578
Harmony LED585	56 500	57 300	57 500	58 500	57 450	712
Trumpf iLED3	73 800	56 200	55 100	71 900	64 250	8 635
HyLED 730	68 700	62 700	61 100	76 500	67 250	6 045
MarLED E9i	71 900	79 800	78 500	76 700	76 725	2 995
Sola 700	61 300	63 000	45 400	47 100	54 200	7 995
Martin ML 700	46 000	54 300	38 550	31 500	42 588	8 486
Hanaulux 2000	19 890	14 900	11 280	17 320	15 848	3 173

Operační osvětlení	Intenzita maximální in x a y	5 cm od ntenzity osa v [lx]	Průměrná hodnota	Parametr p5	Intenzita maximální i x a y	10 cm od ntenzity osa ' [lx]	Průměrná hodnota	Parametr p10
HyLED 730								
Nejužší pole	73 700	78000	75850	0,603901	19000	24000	21500	0,171178
Nejširší pole	60 700	63200	61950	0,670455	17300	19700	18500	0,200216
Sola 700								
Nejužší pole	39 000	39000	39000	0,316302	10300	7680	8990	0,072912
Nejširší pole	40 300	33400	36850	0,563456	17700	14200	15950	0,243884
Harmony LED585								
Nejužší pole	45500	46100	45800	0,375102	8190	8110	8150	0,066749
Nejširší pole	34300	34300	34300	0,671233	10700	12100	11400	0,223092
Hanaulux 2000								
Nejužší pole	29610	22620	26115	0,853431	7510	6680	7095	0,231863
MarLED E9i								
Nejužší pole	68500	62000	65250	0,452183	7660	6890	7275	0,050416
Nejširší pole	33100	35700	34400	0,427861	4860	5665	5262,5	0,065454
Trumpf iLED3								
Nejužší pole	42000	46600	44300	0,413246	15300	16500	15900	0,148321
Nejširší pole	15100	16180	15640	0,381463	6260	6260	6260	0,152683
Mach LED 3SC								
Nejužší pole	62440	58240	60340	0,402	9318	10218	9768	0,0652
Nejširší pole	42360	39632	40996	0,681	13147	13943	13545	0,225
Volista 400								
Nejužší pole	75458	73746	74602	0,609	17401	16899	17150	0,140
Nejširší pole	44876	41924	43400	0,613	12508	11704	12106	0,171
Martin ML 700								
Nejužší pole	42420	36020	39220	0,424	5473	5811	5642	0,061
Nejširší pole	24748	21650	23199	0,627	3547	3705	3626	0,098

Příloha 9: Výpočet parametrů p5 a p10