



Vnímání jasu rychle pulzujícího světla člověkem

Diplomová práce

Studijní program: N3963 – Biomedicínské inženýrství
Studijní obor: 3901T009 – Biomedicínské inženýrství

Autor práce: **Bc. Lucie Florianová**
Vedoucí práce: Ing. Leoš Kukačka, Ph.D. et Ph.D.





Human Perception of Brightness of Fast Pulsing Light

Master thesis

Study program: N3963 – Biomedical engineering
Study branch: 3901T009 – Biomedical engineering

Author: **Bc. Lucie Florianová**
Supervisor: Ing. Leoš Kukačka, Ph.D. et Ph.D.



Technická univerzita v Liberci
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2016/2017

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Lucie Florianová**
Osobní číslo: **D16000084**
Studijní program: **N3963 Biomedicínské inženýrství**
Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**
Název tématu: **Vnímání jasu rychle pulzujícího světla člověkem**
Zadávající katedra: **Fakulta zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

- 1) Shrnutí aktuálních poznatků o dané problematice.
- 2) Konstrukce experimentu.
- 3) Zpracování a vyhodnocení dat z provedeného experimentu.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Talbot-Plateauův zákon (TB), formulovaný v první polovině 19. století, se týká vnímání jasu světla pulzujícího rychleji, než je tzv. kritická frekvence (CFF). Nad tuto frekvenci člověk není schopen rozlišit, že daný zdroj světla pulzuje. TB tvrdí, že takto pulzující světlo je vnímáno stejně, jako stálé světlo se stejnou střední hodnotou objektivního jasu. Vzhledem k tomu, že TB neplatí pro pomalu pulzující světlo (Broca-Sulzerův jev pro jednotlivé pulzy, Bartleyho jev pro průběžně pulzující světlo), navazuje tato práce na širší snahu ověřit TB i pro rychle pulzující světlo s velmi rychlou náběžnou hranou, což umožňuje moderní LED technologie.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Talbot-Plateauův zákon byl ověřován na pulzech s relativně pomalou náběžnou hranou. Je tedy důvod k domněnce, že TB neplatí pro pulzy s rychlou náběžnou hranou, které lze generovat pomocí LED. Výsledky probíhajících experimentů dostupných v literatuře se však liší.

Metoda:

Kvantitativní.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Vypracování teoretické rešerše shrnující dosavadní poznatky o dané problematice, realizace experimentu a jeho vyhodnocení.

Místo a čas realizace výzkumu:

Technická univerzita v Liberci, akademický rok 2017/2018.

Vzorek:

Jedná se o experimentální šetření. Tomu bude uzpůsobena i velikost výzkumného souboru (do deseti osob).

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50 - 70

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

viz příloha

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Leoš Kukačka

Ústav mechatroniky a technické informatiky

Konzultant diplomové práce:

MUDr. Petr Bulíř

Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání diplomové práce:

28. dubna 2017

Termín odevzdání diplomové práce:

30. dubna 2018



prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

V Liberci dne 30. listopadu 2017

Příloha zadání diplomové práce

Seznam odborné literatury:

- FAN, S., et. al. Influence of pulse width on luminous efficiency for a two-degree field. *Lightening Research and Technology*. 2016, 0:1-13. ISSN 1477-1535.
- FRYC, Irena, et. al. Experiment on visual perception of pulsed LED lighting - can it save energy for lighting? Conference: CIE 2010 "Lighting Quality and Energy Efficiency". 2010.
- GU, Xin, et. al. Pulse modulation effect of light-emitting diodes on human perception enhancement. *Optical Engineering*. 2012, 51(7), 073608. ISSN 0091-3286.
- HABEL, Jiří. *Světlo a osvětlování*. Praha: FCC Public, 2013. 624 s. ISBN 978-80-86534-21-3.
- JINNO, Masafumi, et. al. Beyond the Physical Limit: Energy Saving Lighting and Illumination by Using Repetitive Intense and Fast Pulsed Light Sources and the Effect on Human Eyes. *Journal of Light & Visual Environment*. 2008, 32(2), 170176. ISSN 1349-8398.
- JINNO, Masafumi, et. al. Effective Illumination Omprovement of a Light Source by Using Pulse Modulation and Its Psychophysical Effect on the Human Eye. *Journal of Light & Visual Environment*. 2008, 32(2), 111-119. ISSN 1349-8398.
- KUKACKA, Leos et. al. Broca-Sulzer Effect Detection over Critical Fusion Frequency for Pulse Operated White LEDs with Varied Pulse Shape. *International Symposium on Science and Technology of Lighting*. 2016.
- LASSFOLK, C. et. al. Brightness enhancement by pulsed operation of LEDs. *International Symposium on Science and Technology of Lighting*. 2016.
- MOTOMURA, Hideki, et. Al. Evaluation of vision perception enhancement effect by pulsed operation of Leds. *The 14th International Symposium on Science and Technology of Lighting*. 2014.
- SHENGLONG, Fan, et. al. Human perception on pulsed red and green lights. *Optical Engineering*. 2014, 53(6), 065105. ISSN 0091-3286.

Vážená paní
Bc. Lucie Florianová
Tyršova 279
506 01 Jičín

Vyřizuje/linka: Holá/485 353 738

V Liberci dne 4.5.2018
č.j.18/8515/019926

Vyjádření k žádosti o ponechání zadání a prodloužení termínu odevzdání diplomové práce

Vážená paní Florianová,

na základě Vaší žádosti ze dne 30.4.2018, zaevidované pod č.j.: 18/8515/019257, Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním zadání a s prodloužením termínu odevzdání diplomové práce do 30.4.2019.

S pozdravem


prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

Technická univerzita v Liberci
Fakulta zdravotnických studií
Studentská 2, 461 17 Liberec 1



Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 - školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tom-to případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 2.7.2018

Podpis: Lucie Florková

Poděkování:

Tímto bych chtěla poděkovat Ing. Leoši Kukačkovi, Ph.D. et Ph.D. za odborné vedení diplomové práce, za ochotu, trpělivost a vstřícnou spolupráci. Dále děkuji Ing. Ondřeji Machovi za vývoj elektroniky a řídicí aplikace. Děkuji panu primáři MUDr. Petru Bulířovi, FEBO za poskytnutí cenných rad a vstřícnou spolupráci. Na závěr bych chtěla poděkovat všem, kteří se zúčastnili výzkumu a rodině za podporu během celého studia.

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora:	Bc. Lucie Florianová
Instituce:	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
Název práce:	Vnímání jasů rychle pulzujícího světla člověkem
Vedoucí práce:	Ing. Leoš Kukačka, Ph.D. et Ph.D.
Počet stran:	82
Počet příloh:	4
Rok obhajoby:	2018
Anotace:	Tato diplomová práce seznamuje s anatomicko-fyziologickými a fyzikálními základy, které se týkají vnímání světla člověkem. V teoretické části práce je dále sepsána rešerše zabývající se problematikou pulzujícího světla. Cílem práce je ověřit Talbot–Plateauův zákon pro rychle pulzující světlo s velmi rychlou náběžnou hranou, které je generováno pomocí LED technologie. Výzkumným předpokladem je, že Talbot–Plateauův zákon pro takové světelné zdroje neplatí. Z hlediska souhrnných výsledků je tento výzkumný předpoklad v souladu s výsledky v obou přístupech prováděného experimentu.
Klíčová slova:	Talbot–Plateauův zákon, Broca–Sulzerův jev, CFF, pulzující světlo, jas, LED

Annotation

Name and surname:	Bc. Lucie Florianová
Institution:	Technical university of Liberec, Faculty of Health Studies
Title:	Human Perception of Brightness of Fast Pulsing Light
Supervisor:	Ing. Leoš Kukačka, Ph.D. et Ph.D.
Pages:	82
Apendix:	4
Year:	2018
Annotation:	This diploma thesis introduces the anatomical-physiological and physical foundations which are related to the human perception of light. A research related to the problem of pulsing light is written in the theoretical part. The aim of the thesis is to verify Talbot–Plateau law for fast pulsing light with a very fast switching time, which is generated by LED technology. The research assumption is that Talbot–Plateau law does not apply to such light sources. In term of aggregate results, this assumption is consistent witch the results in both approaches of the conducted experiment.
Keywords:	Talbot–Plateau law, Broca–Sulzer effect, CFF, pulsing light, brightness, LED

Obsah

Obsah.....	11
Seznam použitých zkratk.....	13
1 Úvod.....	14
2 Teoretická část.....	16
2.1 Viditelné světlo a základní fotometrické veličiny.....	16
2.2 Anatomicko-fyziologický základ lidského vidění.....	17
2.2.1 Oko.....	18
2.2.2 Adaptační mechanismy.....	21
2.2.3 Zraková ostrost a kontrastní citlivost.....	22
2.2.3.1 Vyšetřování zrakové ostrosti.....	25
2.2.3.2 Vyšetřování kontrastní citlivosti.....	26
2.2.4 Vnímání barev.....	28
2.3 Vnímání pulzujícího světla.....	30
2.3.1 Flicker.....	30
2.3.2 Efekty související s flickerem.....	33
2.3.3 Vybrané aktuální poznatky z problematiky pulzujícího světla.....	34
3 Výzkumná část.....	37
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady.....	37
3.2 Metodika výzkumu.....	38
3.2.1 Experimentální zařízení.....	38
3.2.2 Kalibrace boxu pro vnímání jasu.....	40
3.2.3 Charakteristika výzkumného souboru.....	43
3.2.4 Postup experimentu.....	44
3.3 Analýza výzkumných dat.....	46
3.3.1 Režim A.....	49
3.3.2 Režim B.....	57
3.3.3 Shrnutí výsledků obou režimů.....	65
3.3.4 Porovnání režimů.....	68
3.4 Analýza výzkumných cílů, předpokladů a hypotéz.....	70
4 Diskuze.....	72
5 Návrh doporučení pro praxi.....	73
6 Závěr.....	74
Seznam použité literatury.....	75
Seznam obrázků.....	80

Seznam tabulek.....	80
Seznam grafů.....	80
Seznam příloh.....	82

Seznam použitých zkratk

TB	Talbot–Plateauův zákon	tzv.	takzvaný / takzvaně
CFF	kritická frekvence flickeru	FP	procentuální flicker
LED	Light-Emitting Diode	FI	index flickeru
μm	mikrometr	DC	stálé světlo
Hz	hertz	PL	pulzující světlo
nm	nanometr	TUL	Technická univerzita v Libereci
lm	lumen	TLS	Total Least Squared Method
cd	kandela	OLS	Ordinary Least Squared Method
lx	lux	MCS	Method of constant stimuli
td	troland	MOL	Method of limits
m^2	metr čtvereční	SM	Staircase method
cd/m^2	kandela na metr čtvereční		
mm^2	milimetr čtvereční		
mm	milimetr		
ms	milisekunda		
rad	radián		
KC	kontrastní citlivost		
c/st	cyklus na úhlový stupeň		
tzn.	to znamená		
tj.	to je		

1 Úvod

Tématem diplomové práce je vnímání jasu rychle pulzujícího světla člověkem.

Mezi naše nejkomplikovanější smysly patří zrak. Ze všech pěti smyslů je právě zrak ten nejdůležitější, jelikož nám poskytuje nejvíce informací z okolního prostředí nezbytných pro přežití. Rozpoznávání světa zrakem je pro člověka velmi složitá úloha. Schopnost vnímat a zpracovávat informace z okolí se vyvíjí po narození, kdy je oko vystavováno obrazovým stimulům. Proces vnímání a zpracování obrazu lidským zrakem je fascinující a neustálým tématem pro vědecké bádání k lepšímu porozumění tohoto důležitého smyslu.

Teorie fotometrie jsou založeny na světelných zdrojích, které obvykle vytvářejí stabilní světlo. Proto ve vědeckých vysvětleních o pulzujícím světle tyto teorie chybí. Nicméně lidské vnímání pulzujícího světla bylo zkoumáno od 19. století, kdy byl objeven Broca–Sulzer efekt, který se vztahuje na jednotlivé záblesky světla. Pánové Broca a Sulzer uvedli, že jednotlivý světelný záblesk je člověkem vnímán jako světlo s vyšším jasem než ve skutečnosti má. Pro případy kontinuálně pulzujícího světla byl formulován Talbot–Plateauův zákon. Tento zákon říká, že intenzita rychle pulzujícího světla (nad CFF – kritická frekvence, kdy člověk již nevnímá, že světlo pulzuje) je vnímána stejně jasné jako stálé světlo o průměrné hodnotě jasu světla pulzujícího. Experimenty v té době však probíhaly pomocí světelných zdrojů, které nedosahovaly ideálních pulzů. Jednalo se o pulzy s pomalou náběžnou hranou.

Existuje důvod podezřívat, že Talbot–Plateauův zákon neplatí pro pulzy s rychlou náběžnou hranou. Takové pulzy lze generovat pomocí LED technologií. Výsledky experimentů ohledně ověřování tohoto zákona pomocí LED technologií se však liší. Tato práce navazuje na širší snahu ověřit Talbot–Plateauův zákon i pro rychle pulzující světlo s velmi rychlou náběžnou hranou.

Práce je koncipována jako teoreticko-empirická. Tomu odpovídá i rozdělení kapitol na teoretickou a výzkumnou část. V teoretické části jsou oddíly věnující se anatomickým a fyzikálním základům v souvislosti s vnímáním světla člověkem. K dalším důležitým oddílům patří část věnována flickeru a efektům s ním spojených.

Nakonec jsou v této části práce shrnuty dosavadní poznatky z problematiky vnímání rychle pulzujícího světla. Ve výzkumné části je popsána metodika výzkumu, experimentální zařízení a analýza výzkumných dat.

2 Teoretická část

Teoretická část práce je věnována anatomickým a fyzikálním základům, které souvisí s vnímáním světla člověkem. Jsou zde popsány základní veličiny světla, anatomie a fyziologie oka a komponenty zrakové funkce. Další kapitola se věnuje vnímání pulzujícího světla, kde je vysvětlen pojem flicker a efekty s ním spojené a shrnuty dosavadní poznatky o problematice pulzujícího světla.

2.1 Viditelné světlo a základní fotometrické veličiny

Optické záření je elektromagnetické záření v rozsahu vlnových délek 0,01–1000 μm a frekvencí $3 \cdot 10^{11}$ – $3 \cdot 10^{16}$ Hz. Patří sem infračervené záření, viditelné světlo a ultrafialové záření. Světlo je elektromagnetické záření, na které je citlivé lidské oko.
[1]

Lidské oko dokáže vnímat energii pouze v omezeném spektru elektromagnetického vlnění. Viditelná část elektromagnetického záření sahá od vlnových délek přibližně 380 nm do 760 nm. Viditelné světlo je záření, které je schopno vzbudit zrakový vjem.
[2]

Pro popis světelného zdroje, přenos světla prostorem a dějů spojené s dopadem světla na předměty slouží tzv. fotometrické veličiny. Tyto veličiny jsou omezené pouze na záření viditelné lidským okem a jsou definovány podle citlivosti lidského zraku na světlo. Fotometrické veličiny jsou následující:

Světelný tok Φ udává množství světelné energie, která je přenesena zářením za jednu sekundu. Jedná se o světelný výkon, který je posuzován z hlediska lidského oka. Jednotkou je lumen (lm).

Svítivost I je definována jako podíl světelného toku a velikosti prostorového úhlu, do kterého je světelný tok vyzařen. Je to prostorová hustota světelného toku. Jednotkou je kandela (cd), která patří mezi základní jednotky soustavy SI.

Osvětlení (Intenzita osvětlení) E je dáno jako podíl části světelného toku a obsahu plochy, na kterou kolmo dopadá. Udává kolik lm světelného toku dopadá na 1 m². Jednotkou osvětlení je lux (lx).

Osvětlení sítnice E_r , je veličina, která udává intenzitu jasu na sítnici oka. Jednotkou je troland (td). Bere v úvahu průměr zornice a vypočítá se jako: $E_r = \frac{\pi L D^2}{4} [td]$, kde L je jas pozorovaného povrchu v cd/m² a D je průměr zornice v mm. Osvětlení sítnice v trolandech lze přepočítat na osvětlení sítnice v luxech pomocí vztahu: $E = 0,0036 \tau E_r$, kde τ je propustnost sítnice ($\approx 0,6-0,9$).

Luminance L (jas) je „síla“ světla odraženého od plochého difúzního předmětu (např. papír) nebo vyzařeného plochým zdrojem světla (např. televize). Jednotkou je cd/m². Luminance bývá často spojována s termínem brightness.

Brightness je však veličina, kterou udává subjektivní vlastnost lidského vidění, je to tzv. subjektivní jas. Tato veličina závisí na stavu lidského oka a na okolí pozorovaného předmětu, na čemž je postaveno i mnoho optických klamů (stejný předmět se nám zdá tmavší pokud je na světlejším pozadí).

Schématicky znázorněný vztah mezi fotometrickými veličinami je v příloze. (viz Příloha A, Obr. 1). [3, 4, 5]

2.2 Anatomicko-fyziologický základ lidského vidění

Zrak představuje schopnost organismu vnímat viditelné světlo. Pro člověka je zrak nejdůležitějším smyslem, který nám dává informace o okolním prostředí. Zrakem přijímáme až 80% všech informací. V běžném životě se většinou setkáváme

s vyšetřováním zrakové ostrosti, ale schopnost vidět nespočívá pouze ve vnímání tvarů předmětů. Zraková ostrost je pouze jedna ze součástí zrakové funkce. Kromě zrakové ostrosti je vizuální funkce tvořena mnoha dalšími součástmi, včetně akomodace, barevného vnímání, adaptačních mechanismů a citlivosti na kontrast. [2]

2.2.1 Oko

Samotným orgánem, který umožňuje vidění je oko. Tento orgán je složen z oční koule a přídatných orgánů. Světelný paprsek vstupuje přes rohovku do oblasti vyplněné komorovou vodou. Zornicí, regulující množství vstupujícího světla, dopadá paprsek na čočku, která se pomocí svalů duhovky rozšiřuje a zužuje a tím zajišťuje ostré vidění. Světlo dále prochází skrz sklivce a je absorbováno sítnicí, která obsahuje fotoreceptory, světločivné buňky (tyčinky a čípky), které prostřednictvím neuronů převádí signál do mozku, kde dochází k vyvolání zrakového vjemu. Z fyzikálního hlediska je oko optická soustava, která promítá obraz na sítnici. Obraz je skutečný, zmenšený a převrácený.[2]

Rohovka a čočka tvoří spolu s komorovou vodou a sklivcem optický (lomivý) aparát oka, který zajišťuje spojení a protnutí všech paprsků světla na sítnici. Tyto struktury optického systému oka se vyznačují svým charakteristickým indexem lomu. Index lomu rohovky je 1,37, komorové vody a sklivce 1,33 a čočky 1,42. [2]

Rohovka odděluje vnitřní prostředí oka od vnějšího okolního prostředí (vzduch). Tento větší rozdíl mezi indexem lomu vzduchu a indexem lomu rohovky činí rohovku neúčinnější z celého lomného systému. Při ponoření, kdy se rohovka dostává do bezprostředního kontaktu s vodou je rozdíl mezi indexy obou prostředí minimální. V tomto případě zajišťuje usměrnění paprsků světla prakticky pouze čočka, což způsobí, že se paprsky sbíhají až za sítnicí a ostrost vidění je snížena. Celková optická mohutnost oka je přibližně 60 dioptrií, z nichž 42 dioptrií připadá rohovce a 16 až 19 dioptrií čočce, při minimální akomodaci. Optická mohutnost čočky je proměnlivá, díky své akomodační schopnosti. Čočka představuje velmi pružné těleso, které může

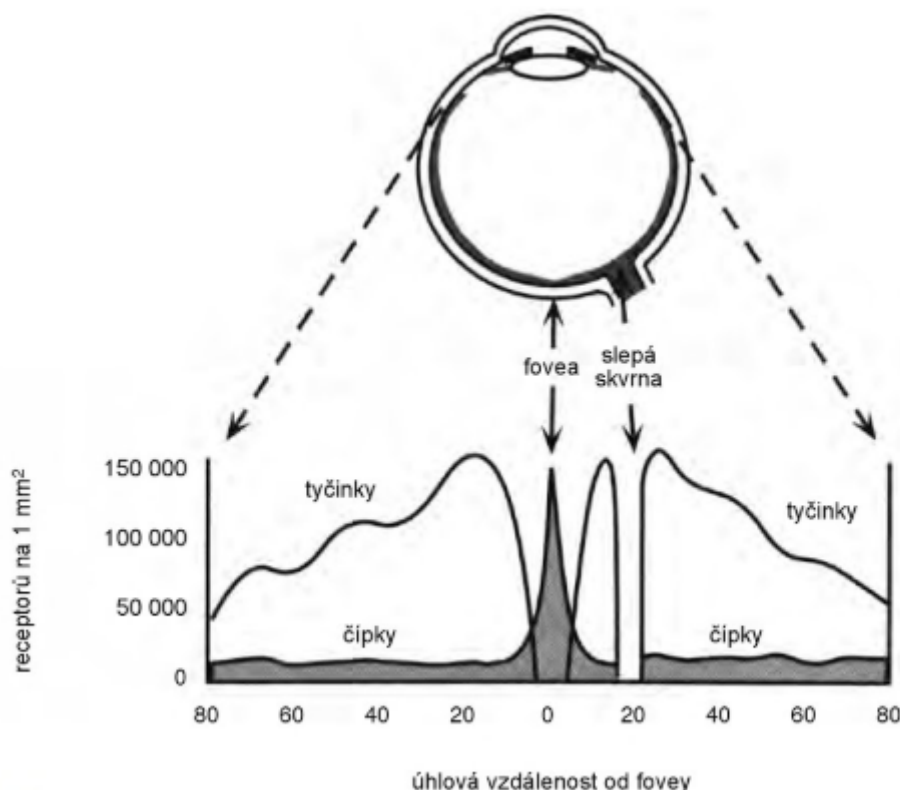
podle potřeby měnit svůj předozadní rozměr, může se vyklenovat a zplošťovat, a tím měnit svoji optickou mohutnost. Čočka je zavěšená prostřednictvím závěsného aparátu (tenká vazivová vlákna) ke svalu řasnatého tělesa. Změnou napnutí těchto vláken dochází ke změně tvaru čočky. Při pohledu do blízka dochází ke stahu řasnatého svalu, a tím k uvolnění závěsného aparátu čočky, což způsobí vyklenutí čočky. Čím více je čočka vyklenutá, tím větší je její optická mohutnost, a tím více dopadající světlo láme. Tato schopnost čočky zajišťuje, že jsme schopni vidět předměty ostře v různých vzdálenostech. Při přibližování objektu k oku narůstá lomivost čočky až do určité vzdálenosti, kdy je dosaženo meze její pružnosti. Při překročení této meze se již čočka nedokáže více vyklenout a nedochází k protnutí paprsků na sítnici, a to způsobí rozmazání objektu. Nejmenší vzdálenost bodu od oka, kdy ho vidíme ještě ostře, se nazývá blízký bod. S věkem klesá pružnost čočky, a tím se tato vzdálenost zvětšuje. Ztráta schopnosti akomodace kvůli ztrátě pružnosti čočky se nazývá presbyopie (vetchozrakost). [1, 2]

Zornice (pupila) je otvor, jehož velikost je dána dvěma svaly v duhovce pod vlivem sympatického a parasympatického nervového systému. V závislosti na intenzitě osvětlení dochází k jejímu zužování a rozšiřování. K zúžení zornice dochází reflexivně při větším osvětlení, což způsobí, že na sítnici dopadá užší svazek paprsků. Při nižší intenzitě osvětlení, v šeru, ve tmě, dochází k rozšíření zornice, aby se do oka dostalo, co nejvíce světla. [1, 2]

Paprsky, pronikající zornicí a lomivým aparátem oka, dopadají na sítnici (retina). Sítnice obsahuje tři vrstvy nervových buněk. Nejhlubší vrstvu tvoří světločivné buňky (fotoreceptory), které přeměňují světelnou energii na nervový vzruch pomocí fotochemických procesů. Prostřední vrstvu tvoří bipolární, horizontální a amakrinní nervové buňky. Tyto buňky se podílí na formování signálu. Vnitřní vrstva je tvořena gangliovými neurony, jejichž axony vystupují ze zadní části oční koule jako zrakový nerv. Zrakový nerv vede nervový vzruch do vyšších zrakových center v mozku. [1, 2]

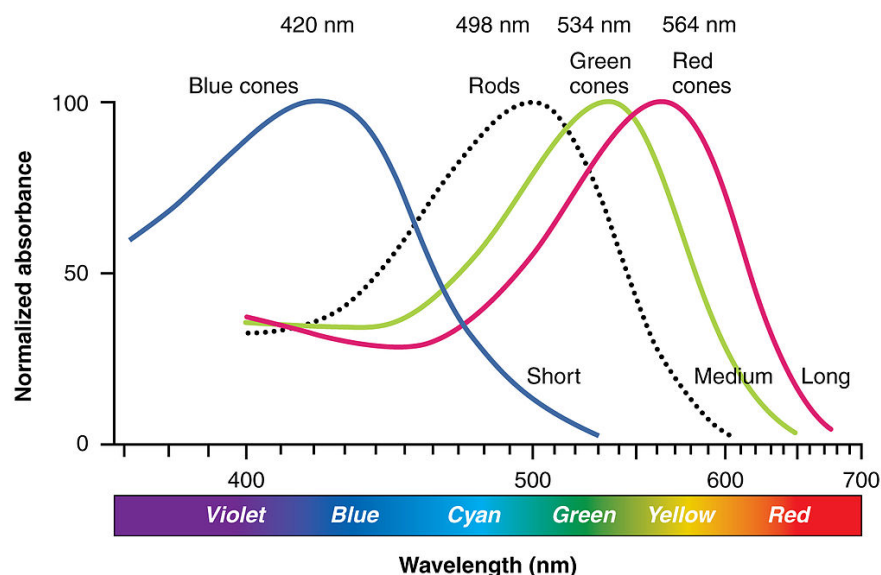
Lidské oko obsahuje dva druhy fotosenzitivních receptorů - tyčinky a čípky. Tyto receptory se liší svým tvarem, funkcí a počtem. Čípků je v oku asi 7 milionů a tyčinek 125 milionů. V sítnici nejsou rozloženy rovnoměrně (Obr. 1). Čípky se nachází hlavně v centrální části sítnice. Jejich největší koncentrace je v prohloubeném místě uprostřed tzv. žluté skvrny, která se nachází asi 4 mm laterálně od výstupu zrakového nervu

z koule oční. Tato prohlubeň se nazývá fovea centralis a je místem nejostřejšího vidění. V této oblasti je přibližně 150 000 čípků na 1 mm². Počet čípků směrem k periférii klesá, ale současně roste počet tyčinek, takže na okraji převládají tyčinky. Jedinou výjimkou je oblast, kde vystupují nervová vlákna zrakového nervu z oční koule. V tomto místě se nenachází žádné fotoreceptory a nazývá se slepá skvrna. [1, 2]



Obr. 1 Rozmístění fotoreceptorů na sítnici [1]

Čípky nám zprostředkovávají barevné vidění a vidění za vyšších světelných intenzit (10^1 až 10^7 cd/m², ve dne). Jedná se o tzv. **fotopické vidění**. V sítnici existují 3 druhy čípků, přičemž každý je citlivý na světlo jiných vlnových délek. To nám umožňuje vnímat barvy. Čípky se od sebe neliší tvarem, ale tím, jaký pigment obsahují. Právě tyto pigmenty jsou citlivé na jiné vlnové délky. V lidském oku jsou čípky pro „modrou“ barvu (absorpce světla v rozsahu 400–500 nm), pro „zelenou“ barvu (500–550 nm) a pro „červenou“ barvu (600–750 nm). Správně by však čípky měly být označovány za modro-fialové, zelené a žluto-červené, jelikož největší citlivost je při 430 nm, 534 nm a 564 nm (Obr. 2). Mícháním těchto tří základních barev jsme schopni rozlišit velké množství barevných odstínů. [1, 2]



Obr. 2 Spektrální citlivost fotoreceptorů [6]

Tyčinky jsou pouze jednoho druhu a zajišťují nám vidění za nižších světelných intenzit (10^{-1} až 10^{-6} cd/m²). Obsahují pouze jeden druh pigmentu - rodopsin. Nejvíce jsou citlivé na světlo o vlnové délce přibližně 500 nm. Nedokážou rozlišit světlo o různé vlnové délce, a proto v noci, kdy jsou aktivovány především tyčinky, nejsme schopni rozlišovat barvy. Vzhledem k tomu, že tyčinky jsou situovány více v periferní části sítnice, vidíme za šera a v noci neostře. Jedná se o tzv. **skotopické vidění**. Přechod mezi fotopickým a skotopickým viděním se označuje jako **mezopické vidění**. Je to kombinace obou režimů, takže jsou aktivovány jak tyčinky, tak čípky. Oko je při fotopickém vidění nejcitlivější na vlnovou délku 555 nm, zatímco při skotopickém vidění je citlivost oka největší přibližně při 450–500 nm. [1, 2]

2.2.2 Adaptační mechanismy

Lidské oko se dokáže přizpůsobit různé intenzitě světla (v rozmezí asi od 0,25 lx do 10^5 lx). Tento proces se nazývá adaptace. Těmto změnám osvětlenosti se oko přizpůsobuje za pomoci změny citlivosti zornice (fotopupilární reflex), změny citlivosti fotoreceptorů sítnice a změnou velikosti vjemových polí sítnice. [7]

Oko reaguje na změnu intenzity světla změnou průměru zornice. Tento reflex se nazývá fotopupilární reflex. Vyšší hladina osvětlenosti způsobí zúžení zornic a naopak při nižší hladině osvětlenosti dochází k rozšíření zornic. Průměr zornice se pohybuje v rozmezí přibližně od 1,8 mm až do 7,5 mm. Tato změna trvá od 100 ms do 380 ms. Průměrná velikost zornice se s věkem zmenšuje. [7]

Hlavním adaptačním mechanismem je fotochemický děj, kdy dochází k rozpadu zrakových pigmentů působením světla a naopak za tmy dochází k jejich syntéze. V sítnici jsou pigmenty čtyř druhů, z čehož na čípky jsou vázány tři, tudíž jsou tři druhy čípků, které nám zajišťují barevné vidění, a tyčinky mají jeden - rodopsin (viz kapitola 1.2). Při adaptaci na světlo dochází ke zmenšení citlivosti fotoreceptorů, kvůli rozkladu fotopigmentů., např. při přechodu ze tmy na světlo. Tato adaptace je velmi rychlá, trvá jen několik sekund. Naopak adaptace na tmou, např. při přechodu ze světla do tmavé místnosti, vyžaduje regeneraci a syntézu zrakových pigmentů, a proto tento děj trvá delší dobu, od jednotek minut až k hodině, záleží na intenzitě osvětlenosti. [7, 8]

Vjemové pole je část plochy sítnice, z níž jde podráždit jedno vlákno zrakového nervu. Velikost vjemových polí sítnice se mění s různou intenzitou světla. Při vyšší intenzitě světla dochází ke zmenšování jejich průměru a naopak při nižší hladině osvětlenosti dochází k jejich zvětšování. [7]

Rychlost adaptace závisí na intenzitě osvětlení, na které je oko již adaptované, na jasu a vlnové délce nového osvětlení, na které se oko bude adaptovat. V případě adaptace na tmou platí, že pokud bude mít preadaptační světlo vysokou intenzitu, bude čas, který je potřeba k adaptaci delší. Naopak pokud bude mít preadaptační světlo nízkou intenzitu, adaptační čas bude kratší. [8]

2.2.3 Zraková ostrost a kontrastní citlivost

Klasickým klinickým očním vyšetřením je testování zrakové ostrosti. Nicméně toto vyšetření se provádí za takových podmínek, které neodpovídají podmínkám v běžném životě. Hodnotí se rozpoznávání malého detailu o velmi vysokém kontrastu, kdežto

v běžném životě potřebujeme rozpoznávat i velké objekty o nízkém kontrastu (např. obličeje). Mnohem komplexnější informace o kvalitě zrakových funkcí nám poskytuje vyšetření kontrastní citlivosti. Testování kontrastní citlivosti hodnotí vidění za suboptimálních podmínek, tj. podmínek, které se vyskytují v běžném životě. Za fyziologických okolností u zdravého oka kontrastní citlivost se zrakovou ostrostí koreluje. [9, 10, 11]

Zraková ostrost závisí především na rozlišovací schopnosti oka. Tato schopnost je obvykle definována jako *minimum separabile*, což je schopnost rozlišit dva body v prostoru jako dva. Body jsou vnímány jako dva pouze tehdy, je-li na sítnici mezi dvěma stimulovanými čípkami alespoň jeden čípek světlem nezasažený. Pokud mezi stimulovanými čípkami neleží třetí, který není stimulovaný, pak body splývají do jednoho. Za fyziologických podmínek je úhlová vzdálenost dvou ještě rozlišitelných bodů 0,0003 rad, co odpovídá zornému úhlu 1' (úhlová minuta). Tento úhel představuje mez rozlišovací schopnosti oka. Zraková ostrost je převrácená hodnota tohoto úhlu ($1/\alpha_{\min}$). To znamená, že čím menší bude vzdálenost dvou ještě rozlišitelných bodů, tím větší bude zraková ostrost oka. [7, 12]

Ve skutečnosti nemusí být prostřední čípek zcela neosvětlený, stačí pouze pokles jasu tohoto čípku. Z toho vyplývá, že rozlišovací schopnost oka závisí na kontrastu jasů pozorovaných předmětů. K rozlišení dvou předmětů je třeba, aby měly dostatečně rozdílné jasy. **Kontrast jasu** C [-] je dán následujícím vztahem:

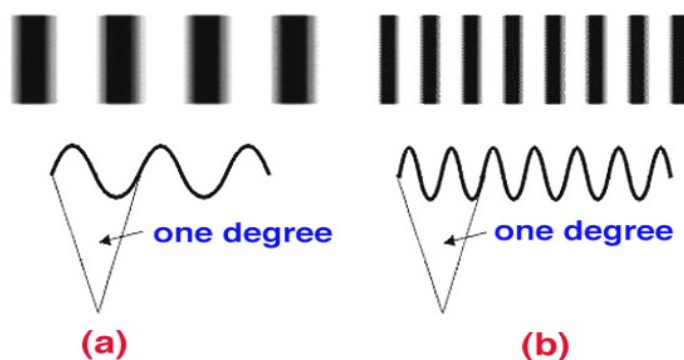
$$C = \frac{|L_a - L_b|}{L_b} = \frac{|\Delta L|}{L_b}, \quad \text{Rovnice 1 (7, str.46)}$$

kde L_a je jas předmětu, L_b je jas pozadí. Schopnost rozlišit tvar předmětu, resp. detailu roste se zvyšující se hodnotou C . Jas pozadí L_b se také nazývá adaptační jas. Je to průměrný jas celého pozorovaného prostředí, na který je lidský zrak adaptován v určitém čase. Hladina adaptačního jasu je důležitá pro rozlišení dvou ploch s rozdílným jasnem. Obecně je pro práci vhodné, aby mezi středem pracovního prostoru a jeho okolím byl malý rozdíl jasů. Není tedy vhodné, když jsou vedle sebe plochy hodně osvětlené a naopak velmi tmavé. Dochází tím k únavě očí kvůli časté adaptaci na rozdílné jasy. Pro rozeznávání malých kontrastů je vhodný rovnoměrný adaptační jas, který má podobnou intenzitu jako srovnávané jasy. Při velkém adaptačním jasu

(např. 10^4 cm/m^2) je člověk schopen rozeznat plochy s poměrem jasů 1:1,01, kdežto při nízkém adaptačním jasu (např. 10^{-4} cm/m^2) bychom plochy s takovým poměrem jasů od sebe nerozlišili. V případě malého adaptačního jasu jsme schopni rozeznat plochy s poměrem jasů 1:3. [7, 12]

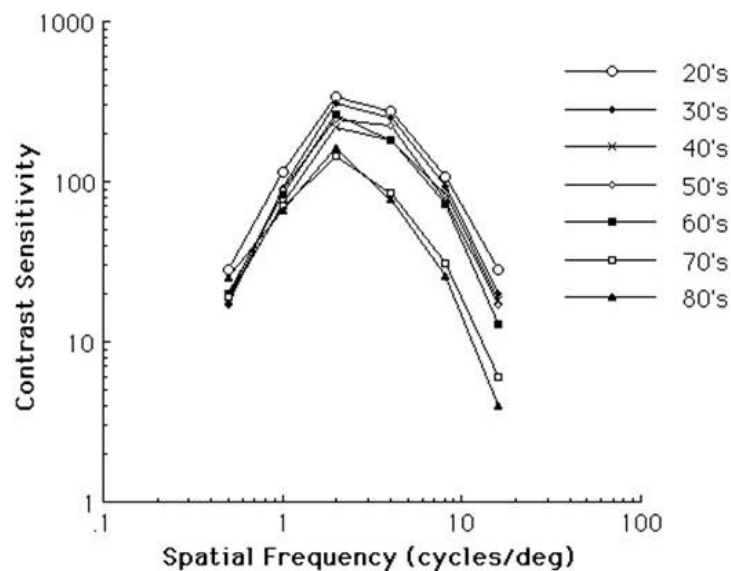
Nejmenší viditelný kontrast se nazývá kontrastní práh. Je to minimální kontrast potřebný k rozlišení dvou světelných částí objektu. Převrácená hodnota kontrastního prahu se nazývá **kontrastní citlivost (KC)**. [7, 12, 13]

Důležitým parametrem pro měření KC je prostorová frekvence. Jednotkou prostorové frekvence je cyklus na úhlový stupeň (c/st) a vyjadřuje tedy kolik cyklů se vyskytuje na jeden úhlový stupeň. 1c/st odpovídá dvojici černého a bílého pruhu v sinusové mřížce. Pokud z určité vzdálenosti pozorujeme velké množství cyklů (tenké pruhy), jedná se o vysokou prostorovou frekvenci. Pokud z té samé vzdálenosti pozorujeme široké pruhy, hovoříme o nízké prostorové frekvenci. Na obrázku 3 vlevo (a) je znázorněna prostorová frekvence 1 cyklus na stupeň a vpravo (b) 2 cykly na stupeň. [14]



Obr. 3 Prostorová frekvence. 1 c/st (a), 2 c/st (b). [15]

Na následujícím grafu (Graf 1) je křivka KC, která zobrazuje kontrastní prahy pro různé prostorové frekvence. Křivka má zvonovitý tvar, přičemž vrchol křivky se nachází mezi 3-6 c/st, jelikož právě na tyto prostorové frekvence má lidské oko největší citlivost. Směrem k vyšším i nižším frekvencím citlivost klesá. Jak je z grafu zřejmé křivka KC se mění v závislosti na věku. K největšímu poklesu dochází u starších věkových kategorií, přičemž nejvýraznější snížení je viditelné ve středních a vyšších prostorových frekvencích. [14, 16]



Graf 1 Křivka kontrastní citlivosti [14]

Zraková ostrost je závislá na jasu předmětů. S větší intenzitou osvětlení roste, avšak při příliš vysokém jasu ostrost vidění klesá v důsledku oslnění. Zraková ostrost klesá směrem k periférii sítnice, což je dáno rozmístěním fotoreceptorů (viz kap. 1.2). [7]

2.2.3.1 Vyšetřování zrakové ostrosti

Zraková ostrost se nejčastěji vyšetřuje subjektivně pomocí optotypů. Jedná se o podsvítitelné tabule, na kterých jsou soubory znaků, písmen nebo číslic. Nejběžnější jsou Snellenovy optotypy. V prvním řádku je pouze jedno písmeno, které má největší velikost a směrem dolů se velikost písmen snižuje a roste jejich počet na řádku. Vyšetření se provádí ze vzdálenosti 5 – 6 m. Písmena jsou zkonstruována tak, že z určité vzdálenosti jsou viděna pod úhlem 5'. Details písmen jsou pak viděny pod úhlem 1'. Vedle každého řádku je uveden zlomek, kde číslo v čitateli představuje vyšetřovací vzdálenost, uvedená v metrech, případně ve stopách (šesti metrům odpovídá 20 stop). Číslo ve jmenovateli nám říká, z jaké vzdálenosti by tento řádek přečetl člověk se zdravým zrakem. Například zraková ostrost 20/30 znamená, že pacient ze vzdálenosti 20 stop přečetl řádek, který by ovšem zdravý člověk přečetl i ze vzdálenosti 30 stop. Často se uvádí hodnota pomocí desetinného čísla, např. 0,7. Tento způsob zápisu

se označuje jako decimální. Standardní hodnota zrakové ostrosti je rovna 1, tzn. 6/6, případně 20/20. [17, 18]

Často se také setkáváme s jednotkami logMAR. Jedná se o optotypy s uplatněním logaritmické řady. LogMAR je dekadický logaritmus minimálního úhlu rozlišení. Pro vizus rovný 1, tj. 6/6 je logMAR 0 ($\log_{10}(1)=0$). Vizus 0,8 odpovídá hodnota v logMAR 0,1. Pro určení hodnoty v logMAR je důležité, kolik písmen v daném řádku přečetl pacient správně. Velikost znaků v řádcích se od sebe liší o 0,1 log jednotek. V každém řádku bývá pět písmen, tzn., že na každé písmeno připadá 0,02. Přečte-li pacient jeden znak špatně je hodnota logMAR 0,02. Pokud přečte špatně dva znaky v řádku je hodnota logMAR 0,04. Pokud přečte správně celý řádek s vizem 0,1 a na dalším řádku (s vizem 0) přečte správně pouze dva znaky, je hodnota vizu v logMAR vyjádřena jako:

$$0,1-(2 \cdot 0,02)=0,06$$

Pro přepočtení mezi decimálními a logMAR jednotkami platí:

$$\log MAR = -\log(V), \quad \text{Rovnice 2 (19, str. 17)}$$

kde V je vizus v decimálních jednotkách. Nevýhoda logaritmického systému je soustředění se na přičítání a odčítání hodnoty 0,02. [13, 17, 18, 19]

2.2.3.2 Vyšetřování kontrastní citlivosti

Počátky testování zrakové ostrosti pochází už z roku 1862, kdy byla mezinárodně uznána skutečnost jedné minuty a následně i navržen první optotyp. Testování KC je oproti zrakové ostrosti poměrně mladou součástí oftalmologie. První klinické výsledky při použití testů KC pochází ze 70. let 20. století. V dnešní době existuje již několik klinických testů, avšak základní dělení je podle toho, zda se jedná o písmenový test nebo test, který využívá sinusovou mřížku. [9, 14]

Nejznámějším písmenovým testem je Pelli-Robsonova tabule. Tento test obsahuje 16 trojic (tripletů) písmen, kdy na každém řádku jsou dvě trojice vedle sebe. Všechny

znaky jsou stejně velké, ale jejich kontrast se postupně snižuje, s tím, že kontrast v jednom tripletu je stejný. Rozsah testu je 0–2,25 logKC. 0 logKC odpovídá nejvíce kontrastnímu tripletu a 2,25 logKC jsou písmena s nejnižším kontrastem. Kontrast každého následujícího tripletu se snižuje o hodnotu 0,15 logKC. KC se vyšetřuje v oblasti kolem 1 c/st, jedná se tedy o nižší prostorové frekvence. Vyšetření se provádí z 1 m. Ideální osvětlení testovací tabule je 85 cd/m² (povolený interval je od 60 cd/m² do 120 cd/m²). Hodnota kontrastní citlivosti je dána vždy nejslabším tripletem, který je pacient ještě schopen přečíst. Za správně přečtený triplet se považuje takový, kdy člověk přečte alespoň dvě ze tří písmen. [9, 16]

Existují další typy písmenových testů, např. Hamilton-Vaele Contrast Sensitivity Test a Marsův test písmenové citlivosti na kontrast. Oba tyto testy jsou odvozeny od Pelli-Robsonovy tabule. Hamilton-Vaele Contrast Sensitivity Test se liší tím, že je menší (v každém řádku jsou pouze 4 písmena) a kontrast klesá s každým dalším písmenem. U Marsova testu písmenové citlivosti na kontrast je pokles kontrastu u písmen je pouze o 0,04 logKC. [14, 16]

Testy využívající sinusové mřížky poskytují komplexnější informace o KC, jelikož vyšetřují větší oblast prostorové frekvence. Tyto testy se sestávají z terčů, které obsahují tmavé a světlé pruhy, které na sebe plynule navazují. Kontrast těchto pruhů se v každém dalším terči postupně snižuje. Pruhy jsou orientovány různým směrem. Pacient má za úkol určit, zda jsou pruhy ze shora dolů, nakloněny doleva či doprava. Z testů se sinusovými pruhy je nejvíce rozšířený Vision Contrast Test System – VCTS 6500. Obsahuje 45 terčů, které jsou uspořádány do pěti řádků a devíti sloupců. Prostorová frekvence se s každým řádkem zvyšuje. Testuje se posloupnost 1,5; 3; 6; 12; 18 c/st. V každém řádku se kontrast snižuje zleva doprava, avšak snížení není konstantní. V průměru se terče liší o 0,25 logKC. Vyšetřovací vzdálenost je 3 m. Tento test obsahuje i prázdné terče, tudíž celkem jsou možné 4 varianty odpovědí. Výslednou hodnotu KC pro každou prostorovou frekvenci udává poslední správně rozpoznaný terč v daném řádku. [9, 14]

Podobnými testy jako je VCTS jsou Sine Wave Contrast Test (SWCT) a Functional Acuity Contrast Test (FACT). SWCT obsahuje pouze osm sloupců, ale pokles kontrastu také není konstantní. FACT má stejně jako VCTS 45 terčů, avšak pokles kontrastu mezi terči je o 0,15 logKC, z čehož vyplývá, že rozsah tohoto testu je nižší. [9, 14]

2.2.4 Vnímání barev

Vnímání barev je z fyzikálního hlediska dáno vlnovou délkou elektromagnetického vlnění, které vytváří obraz na sítnici. Složitý proces vnímání barev vysvětluje tzv. trichromatická teorie, někdy také nazývána Young-Helmholtzova. Tato teorie je založena na předpokladu tří druhů čípků, z nichž je každý citlivý na jinou vlnovou délku, tedy na tři základní barvy – červenou, zelenou a modrou. Výsledný vjem barvy je dán různou mírou aktivace tří druhů čípků. [1]

Vjem barvy je výsledkem aktivity našeho mozku. Jelikož barva není objektivní fyzikální veličina, nelze nijak porovnávat, zda se vjem určité barvy jednoho člověka liší od druhého, nebo zda se barvy shodují. 95 % lidí má víceméně normální barevné vidění, což znamená, že každou z vnímaných barev lze vyjádřit jako směs tří základních barev. Poruchy barevného vidění neboli poruchy barvocitu mohou být způsobeny jak změnou spektrální absorpce zrakového pigmentu v některém z fotoreceptorů nebo úplnou absencí daného zrakového pigmentu, tak i různým množstvím jednotlivých fotoreceptorů daného druhu v sítnici. [1]

Nejčastější poruchou barvocitu je tzv. anomální trichromazie. Tato porucha je způsobena posunem spektrální citlivosti čípků. Rozlišujeme tři formy tohoto postižení podle toho, kterého druhu čípku se porucha týká. Anomální trichromazie se projevuje zmenšením citlivosti v určitém pásmu spektra, barvy jsou vnímány jako bledší. Této poruchy si spousta jedinců za celý život ani nevšimne. [1]

Mezi další poruchu barvocitu patří dichromazie neboli dvojbarevné vidění. Dichromazie je způsobena absencí jednoho z druhů čípků, tudíž vnímaná barva vzniká kombinací pouze dvou primárních barev. Tato porucha má také tři formy, podle toho, který z druhů čípků chybí. Barvy odpovídající vlnové délce chybějícího čípku se pak zdají být podobné. [1]

Nejméně častým postižením je úplná barvoslepost neboli monochromazie. Lidé s touto poruchou nedokážou rozlišovat barvy, vnímají pouze rozdíly v jasu. Rozlišujeme dva druhy monochromazie. V prvním případě, kdy člověk nemá funkční ani jeden druh čípků, je vnímání zajištěno pouze činností tyčinek. Tento případ se nazývá tyčinková

achromazie. Člověk je schopný rozlišovat pouze bílou, černou a odstíny šedé. Pokud má člověk funkční pouze jeden druh čípků jedná se o čípkovou achromazii, avšak ani v tomto případě není schopen rozlišovat barvy. [1]

Vyšetření barvocitu se provádí pomocí různých testů. Tyto testy lze rozdělit podle účelu nebo způsobu provedení.

Nejpoužívanější jsou pseudoizochromatické tabulky. V tomto testu jsou obrázky tvořeny z různě velkých barevných koleček, které mají stejný odstín, ale jiný jas. Uprostřed takto vytvořeného obrázku jsou stejná kolečka, která mají různou velikost a jas, avšak mají jiný odstín barvy a jsou uspořádána do tvaru číslíce, písmene nebo geometrického tvaru. Pokud člověk nemá poruchu barevného vidění snadno rozpozná podle odstínu barvy o jaký tvar nebo číslíci se jedná. Pokud však jedinec má poruchu barvocitu, vnímá pouze různé hladiny jasů, které jsou však u obou odstínů, a tudíž z obrázku není schopen vyčíst o jaký tvar se jedná. Obrázky mohou být také sestaveny tak, že v témže obrázku je kolečky stejného odstínu barev vytvořen jeden tvar (např. písmeno B) a kolečky stejného jasů, ale různých odstínů vytvořen druhý tvar (např. číslíce 3). Podle toho který tvar vyšetřovaný v obrázku vidí, je zřejmé, zda se orientuje podle odstínu barev či jasů koleček. [20, 21]

Pseudoizochromatické tabulky jsou spíše orientační, neumožňují přesnější specifikaci poruchy. K tomu se využívá např. Farnsworthův a Munsellův 100-hue test. Tento test je seřazování barevných terčů, které mají stejný jas i sytost, ale mají různý odstín. Vyšetřovaný jedinec je musí seřadit tak, aby byl rozdíl mezi odstíny co nejmenší. [20, 21]

Dalším typem testu je tzv. Nagelův anomaloskop, který spadá do kategorie míchacích testů. Je založen na principu Rayleighovy rovnice, která říká, že červená + zelená = žlutá. Používá se pro diagnostiku poruch vnímání červené a zelené barvy. Vyšetřovaný jedinec sleduje dvě pole, kde jedno je osvětleno pouze žlutým světlem a druhé kombinací červeného a zeleného světla. Jeho úkolem je nastavení správného poměru červeného a zeleného světla, aby výsledná barva byla stejná jako u druhého žlutého pole. [21]

2.3 Vnímání pulzujícího světla

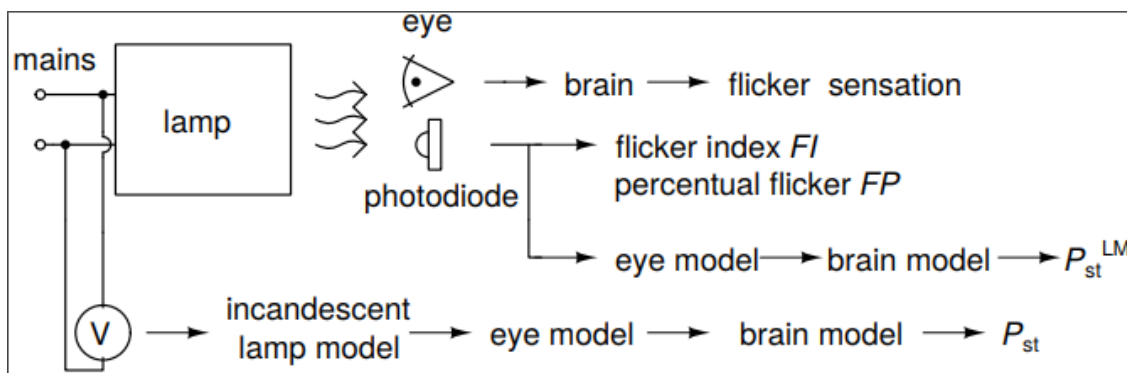
Lidský vizuální systém zpracovává informace ve dvou oblastech – časové a prostorové. Prostorové rozlišení souvisí s prostorovou frekvencí (viz 2.2.3). Časové rozlišení je definováno jako schopnost rozeznat změny jasu v čase. Souvisí s časovými vlastnostmi podnětů. Přerušované světlo, které je detekováno lidským okem, je vnímáno jako přerušované pouze tehdy, když frekvence světla je pod určitou prahovou hodnotou. [22]

2.3.1 Flicker

Flicker je možné definovat jako rychlou a opakující se změnu intenzity světelného zdroje v čase. Je to vnímání vizuální nestability způsobené světelným podnětem, jehož jas kolísá v čase, pro případ, kdy se pozorovatel ani zdroj světla nepohybuje. Vnímání flickeru je přítomno pouze do dosažení určité frekvence. Jinými slovy, flicker vnímáme dokud není dostatečně rychlý. Po překročení určité frekvence se vnímání flickeru mění na fúzi. Tato frekvence se nazývá kritická frekvence flickeru (CFF). Hodnoty CFF se udávají v rozmezí 60–100 Hz, závisí totiž na konkrétním jedinci. Při překročení této frekvence již flicker nevnímáme, jedná se o tzv. neviditelný flicker. V tomto případě vnímáme světlo, jako kdyby mělo spojitý průběh. Neviditelný flicker sice nedokážeme vnímat, ale výsledky z elektroretinogramu ukazují, že modulace světla o frekvencích od 100 Hz až do 200 Hz jsou detekovány sítnicí. Někteří vědci prokázali, že takový flicker může vést k bolestem hlavy a očí nebo k nevolnosti. V případě viditelného flickeru se hodnoty frekvence udávají obvykle v rozmezí 3–70 Hz. Tento typ flickeru může způsobit epileptický záchvat, při expozici v řádu několika sekund. [23, 24]

Dle způsobu měření flickeru můžeme rozlišovat flicker fotometrický a elektrický. Elektrický flicker představuje fluktuace napětí v síti. Může vznikat důsledkem převodu střídavého elektrického proudu na světlo, rušením nebo přechodnými jevy v elektrických rozvodech. Tyto fluktuace pak mohou být jedním z důvodů vzniku fotometrického flickeru.. Vyhodnocení elektrického flickeru je dáno normou IEC

61000-4-15, kde je definovaná metrika P_{st} , která se vyhodnocuje z napětí a zahrnuje model 60W žárovky a lidského oka. Pro fotometrický flicker je v technické zprávě IEC TR 61547-1 definována stejná metrika (P_{st}^{LM}), která se nepočítá z napětí, nýbrž je počítána ze světelného toku a zahrnuje model lidského oka, stejně jako P_{st} . Přehledové schéma veličin je na obrázku 4. [23, 25, 26, 27]



Obr. 4 Přehledové schéma veličin flickeru [28]

Pro fotometrický flicker jsou definovány další dvě veličiny – procentuální flicker (FP) a index flickeru (FI). Procentuální flicker (rozsah hodnot 0–100 %) je známější, více používaný a snadnější na výpočet. Ve výpočtu však zohledňuje pouze průměrnou hodnotu a rozdíl amplitud.

$$\text{Procentuální flicker} = 100\% \frac{A - B}{A + B}, \quad \text{Rovnice 3 (25, str. 7)}$$

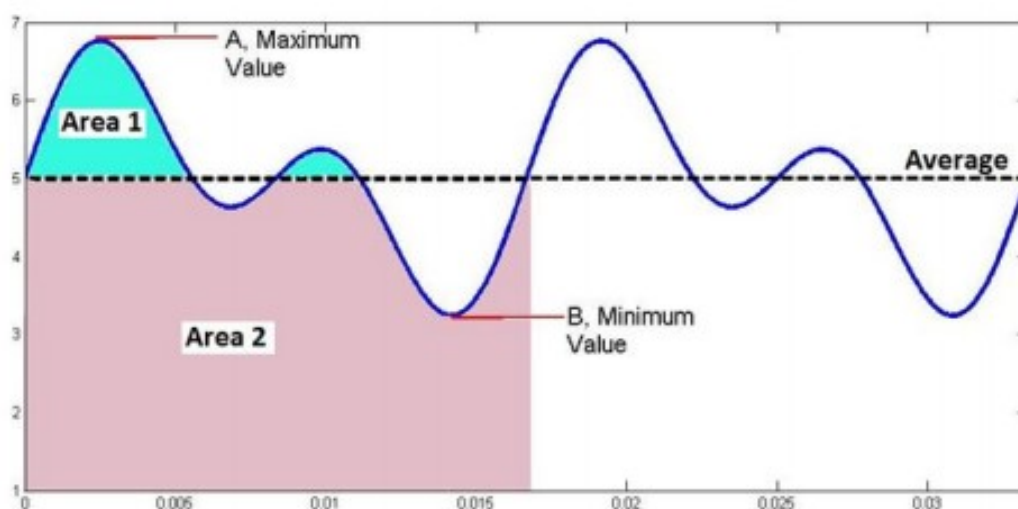
kde A je maximální amplituda a B je minimální amplituda. [36]

Index flickeru nabývá hodnot od 0 do 1. Tato veličina při výpočtu také zohledňuje průměrnou hodnotu a rozdíl amplitud, oproti procentuálnímu flickeru však zahrnuje i kolísání ve tvaru křivky a střidu.

$$\text{Index flickeru} = \frac{\text{Area 1}}{\text{Area 1} + \text{Area 2}}, \quad \text{Rovnice 4 (25, str. 7)}$$

kde Area 1 je plocha pod křivkou nad průměrnou hodnotou a Area 2 je plocha pod křivkou pod průměrnou hodnotou. [25]

Zobrazení obou veličin je na obrázku 5.



Obr. 5 Zobrazení veličin pro výpočet FP a FI [23]

Vnímání flickeru závisí na intenzitě jasu. Hodnota CFF se zvyšuje s rostoucí intenzitou jasu (Ferry-Porterův zákon). To znamená, že při fotopickém vidění dosahuje kritická frekvence flickeru vyšších hodnot, zatímco při skotopickém vidění je hodnota frekvence nižší. Tato závislost CFF na intenzitě jasu je dána tím, že naše fotoreceptory (tyčinky a čípky) mají různou adaptaci na změnu intenzity světla. Čípky, které se uplatňují při fotopickém vidění se dokáží rychle adaptovat, tudíž pocit při osvětlení jediným zábleskem je okamžitě potlačen, což ponechává oko připraveno reagovat na další podnět. Oproti tomu adaptace tyčinek, odpovědných za skotopické vidění, trvá daleko déle, z toho důvodu je kritická frekvence nižší, jelikož tyčinky nejsou schopny vnímat rychlé změny intenzity světla. [29]

Kromě intenzity podnětu je CFF ovlivňována dalšími fyzikálními faktory jako je adaptace na světlo, barva světla nebo věk osoby. Mimo fyzikální faktory může být CFF ovlivněna některými onemocněními, ať už očními nebo i systémovými (např. katarakta, roztroušená skleróza, jaterní encefalopatie,...). Předpokládá se, že CFF může odrážet základní časové funkce vizuálního systému člověka, a proto je dobrým měřítkem jeho výkonu. CFF může být zaznamenáno pomocí elektrofyziologické odezvy vizuálního systému, např. elektroretinogramem, ale také pomocí různých psychofyzikálních metod určených k měření CFF subjektů. Mezi takové metody se řadí metoda konstatních stimulů (MCS), metoda limitů (MOL) a metoda schodišť (SM). MOL spočívá prezentaci stimulů o různé frekvenci, kdy frekvence buď narůstá od 20 Hz po 2 Hz nebo klesá od 60 Hz také po 2 Hz. Subjekt má za úkol označit, zda stimul již vnímá jako

stálý, v druhém případě jako pulzující. Výhodou této metody je časová nenáročnost a tudíž eliminace únavy testovaného subjektu. Na druhou stranu tato metoda je považována za méně přesnou z důvodu náchylnosti k předpojatosti subjektu. Předpojatost vylučuje MCS, která je založena na prezentaci stimulů v náhodném pořadí. Tato metoda se považuje za nejpresnější, ale také časově nejnáročnější, což může být pro subjekty vyčerpávající. Tato metoda je založena na rozlišování mezi dvěma podněty, kdy jeden svítí na různých frekvencích a druhý je vnímán jako stálé světlo, jelikož frekvence stimulu je 120 Hz. Každá frekvence je opakována 20krát a následně je vypočteno procento správných odpovědí. Poslední jmenovaná metoda MS je kombinací vysoké přesnosti s časovou nenáročností testu. Tato metoda je stejně jako MCS založena na rozlišování mezi dvěma podněty – jeden pulzující, druhý stálý. Frekvence pulzujícího světla se však mění v závislosti na správnosti odpovědi testovaného subjektu. Pokud subjekt třikrát po sobě odpoví správně zvýší se frekvence podnětu o 2 Hz. V případě nesprávné odezvy se frekvence sníží o 2 Hz. Test je ukončen po osmi reverzacích (změnách stimulační frekvence), kdy CFF je vypočtena jako průměr posledních šesti hodnot reverzace. [22]

2.3.2 Efekty související s flickerem

Vnímání flickeru zkoumalo mnoho vědců již od 19. století. V roce 1902 Broca a Sulzer uvedli, že pokud na lidské oko působí krátký záblesk světla o určitém jasu, jeví se několikrát intenzivnější než je ve skutečnosti. Krátké pulsy světla se člověku jeví jasnější než delší pulsy světla. Tento jev byl podle objevitelů nazván **Broca–Sulzer efekt**. Tento efekt byl pozorován při jednotlivých záblescích světla s úrovní jasu v oblasti skotopického vidění. [30]

Další jev, který byl objeven se nazývá **Talbot–Plateauův zákon** (TB) a říká, že intenzita pulzujícího světla (PL) se lidskému oku jeví totožná jako intenzita světla o konstantním průběhu světelného toku (DC), která je rovna střední hodnotě intenzity světla pulzujícího. Tento zákon byl stanoven pro případy kontinuálně pulzujícího světla s frekvencí nad CFF a intenzitou, která spadá do oblasti fotopického vidění. Zákon

pochází z 19. století, kdy generovaná střída nebyla dostatečně nízká a tudíž i čas mezi zapnutím a vypnutím dostatečně krátký. [30]

Brücke–Bartley efekt souvisí Broca–Sulzer efektem a říká, že pokud se frekvence postupně snižuje pod CFF, efektivní jas se zvyšuje. Tento zákon se vztahuje na případy, kdy frekvence světla je pod úrovní CFF. Pro některé frekvence platí, že subjektivní jas pulzujícího světla je výrazně vyšší než jas stálého světla. Maxima je dosaženo při frekvenci 8–10 Hz. Pro vyšší frekvence platí, že subjektivní jas pulzujícího světla se postupně snižuje až je vnímán stejně jasné jako stálé světlo. Při stále vyšších frekvencích se jas pulzujícího světla dokonce sníží pod jas stálého světla. Avšak při dosažení CFF platí TB zákon. [29, 31]

2.3.3 Vybrané aktuální poznatky z problematiky pulzujícího světla

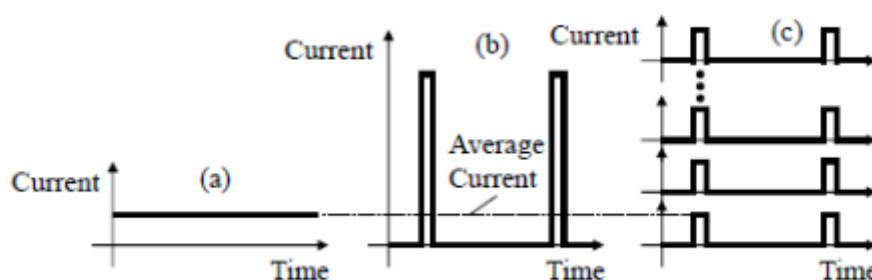
Talbot–Plateauův zákon byl ověřován na pulzech s relativně pomalou náběžnou hranou. Je zde tedy otázka, zda TB zákon platí i pro pulzy s rychlou náběžnou hranou, které lze generovat pomocí LED diod. Výsledky experimentů, které byly s těmito technologiemi provedeny naznačují, že je možné dosáhnout subjektivního zvýšení vnímání jasu pomocí kontinuálně pulzujícího světla, což by bylo v rozporu s TB zákonem. Kvůli zlepšujícím se technologiím je možné provádět přesnější experimenty. Je známo, že LED diody mají v porovnání s konvenčními světelnými zdroji mnoho unikátních charakteristik. Například mohou reagovat během několika mikrosekund, a proto mohou být provozovány v různých střídách bez významného poklesu pulzu. [32, 33]

V roce 2008 Jinno et.al. zjistili, že TB v jejich experimentu neplatí. Jako zdroj světla vybrali modré, červené a zelené LED diody a výsledky ukázaly, že efektivní zlepšení vnímání pro pulzní režim bylo 1,01–2,22 krát větší než pro stejnosměrný režim. V dalším experimentu uvedli, že Broca–Sulzer efekt platí pro opakující se pulzující LED světelný systém. Efektivní zlepšení vnímání při střídě 5% a frekvenci 60 Hz bylo od 0,7 do 2,7 násobně větší oproti DC režimu. Do závěru uvedli, že pulzní provoz může být způsob, jak řešit problém úspory energie při osvětlení. [34, 35]

Úspora energie při použití pulzujícího režimu světla byla ověřována v experimentu v roce 2010. Frekvence pulzu byla nastavena na 60 Hz a střída 10 %. Výsledky však efekt úspory energie za těchto podmínek neprokázaly. [36]

Vztah mezi střídou a zlepšením vnímání jasu pulzujícího světla zkoumali Xin a spol. v roce 2012. Frekvence byla nastavena na 100 Hz a střída od 20 % do 80 %. Bylo zjištěno, že při střídě 20 % bylo dosaženo 1,13 krát lepšího vnímání než u stálého světla. Výsledky ukázaly, že čím menší je hodnota střídry, tím větší je zlepšení vnímání pulzujícího světla. [32]

Různé provozní podmínky mohou ovšem způsobit posun barvy a tím ovlivnit úsudek probanda. V případě použití jedné LED v pulzním režimu je špičkový proud příliš velký, což způsobuje posun barvy. Ve studii z roku 2014 (Motomura a spol.) byl tento problém eliminován tím, že bylo použito 10 LED diod, které měly synchronizované pulzní vlny se střídou 10 % (Obr.6). Frekvence pulzů byla nastavena na 60 Hz. V tomto experimentu bylo dosaženo zvýšeného vnímání o 30%. [37]



Obr. 6 Schémata provozních průběhů pro (a) DC, jedna LED, (b) PL, jedna LED, (c) PL, více LED [37]

V dalším experimentu z roku 2015 byla zkoumána citlivost lidských očí na vnímání pulzujícího světla v závislosti na spektru a střídě. Výsledky ukázaly, že maximální efekt zvýšeného vnímání jasu pulzujícího světla byl při vlnové délce 430 nm a naopak minimální při 460 nm. [30]

V roce 2016 byl zkoumán efekt zvýšeného vnímání pro pulzující světlo v závislosti na tvaru pulzní křivky. Byly použity čtyři druhy křivek s pomalými nebo rychlými náběžnými a sestupnými hranami. Zvýšení vnímání jasu pulzujícího světla byla prokázáno pouze pro ideální čtvercovou vlnu. V případě pomalejší náběžné nebo sestupné hrany k významnému zlepšení nedošlo. Toto zjištění potvrdilo hypotézu,

že TB zákon platí pouze pro neideální pulzy, kdežto ideální pulzy ovlivňuje Broca–Sulzer efekt.[33]

Zatímco v předchozím uvedeném experimentu bylo dosaženo zlepšení pro vnímání pulzujícího světla o přibližně 5 %, v další studii z téhož roku je uvedeno, že bylo dosaženo zvýšeného vnímání jasu PL o 12–15 %. [33, 38]

V experimentech používali vědci černý box, který umístili do tmavé místnosti. Box je v polovině rozdělen na dvě stejné části. V každé části jsou pak umístěny LED diody. V jedné části jsou LED diody provozovány v pulzním režimu a ve druhé části ve stejnosměrném režimu. Zepředu boxu je pak ponechán otvor, který je pokrytý difuzním sklem, na které proband kouká nebo jsou LED diody umístěny na strop boxu a na dno boxu je umístěn předmět, který je osvětlen. Pozorovatel neví, která část boxu je v jakém režimu.

Způsob provádění experimentu se ve studiích liší. Experiment je prováděn dvěma odlišnými přístupy. Jeden z přístupů spočívá v tom, že jsou náhodně zvoleny hladiny jasu pro každé světlo (DC a PL) a pozorovatel má rozhodnout, zda se mu zdá jasnější levé světlo, pravé světlo, nebo zda mají obě světla stejný jas. Tento způsob provedení experimentu nezahrnuje zásah probanda. Oproti tomu druhý způsob zásah probanda zahrnuje. Tato metoda spočívá v tom, že hladiny jasu jsou opět zvoleny náhodně, ale proband nerozhoduje, které ze světel se mu zdá jasnější, nebo zda mají obě stejný jas, nýbrž reguluje jedno ze světel tak, aby se mu obě světla zdála stejně jasná. [39, 40]

Rozdíl v metodách je i při vyhodnocení dat. V případě první metody se vyhodnocení provádí pouze z pokusů, které byly probandem označeny tak, že jasy obou segmentů se zdají být shodné. Ostatní data jsou vyřazena. V případě druhého režimu jsou k vyhodnocování použita všechna data. [40]

3 Výzkumná část

Ve výzkumné části je popsán samotný experiment, metodika výzkumu a analýza výzkumných dat. Následně jsou zde porovnány oba přístupy provedeného experimentu.

3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Cílem výzkumné části je ověření TB zákona pro rychle pulzující světlo s velmi rychlou náběžnou hranou, které lze generovat pomocí LED technologie. V souvislosti s teoretickými východisky práce je stanoven výzkumný předpoklad, že TB zákon neplatí pro světelné zdroje s rychlou náběžnou a sestupnou hranou, respektive, že je rozdíl ve vnímání jasů pulzujícího a stálého světla.

Na tomto základě lze stanovit nulovou hypotézu H_0 a alternativní hypotézu H_1 jako:

$H_0: k = 1$ (člověk vnímá DC a PL světlo stejně)

$H_1: k \neq 1$ (je rozdíl mezi vnímáním jasů DC a PL světél)

Parametr k je definován jako poměr jasů PL a DC světla:

$$k = \frac{L_{PL}}{L_{DC}} \quad \text{Rovnice 5}$$

Ve všech výpočtech je uvažována hladina významnosti $\alpha = 0,01$, což je pravděpodobnost, že zamítneme H_0 , i když platí.

3.2 Metodika výzkumu

3.2.1 Experimentální zařízení

K provádění experimentu byl využit speciální box pro vnímání světla. Tento box byl vyroben zaměstnanci TUL na základě mé specifikace požadavků. Experimentální měřicí systém se skládá ze tří částí: LED diody a řídicí obvod, box pro vnímání světla, detekční systém.



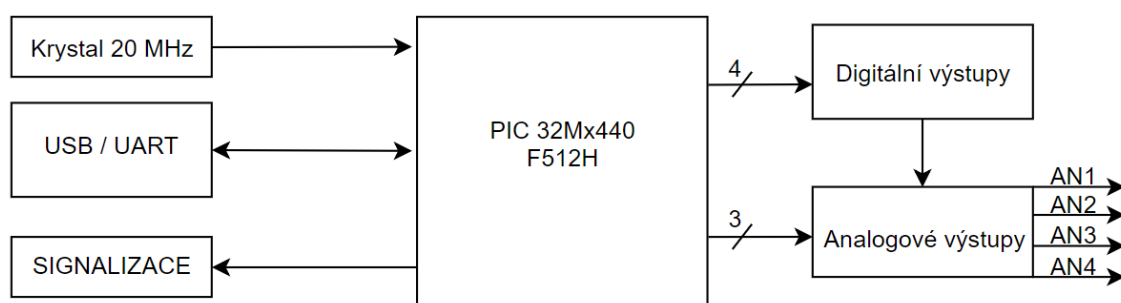
Obr. 7 Box pro vnímání jasu (a), box pokrytý difúzním sklem (b)

Box je čtvercového tvaru 40 x 40 cm a je rozdělen na čtyři stejné části (Obr.7a). V každé části jsou po obvodu připevněny LED diody. Použity jsou LED pásy Ledxon (LFBHL-SW840-24V-6S42-20) s parametry: barevná teplota 4000 K (neutrální bílá), svítivost 1311 lm/m, počet LED diod je 240 na metr. Přední část boxu je otevřena a pokryta difúzním sklem, aby bylo znemožněno přímé pozorování LED diod a následné oslnění (Obr. 7b). Pro tento experiment je využito rozdělení boxu pouze na dva segmenty (dva obdélníky). Do jednoho ze segmentů je přiváděn stejnosměrný režim světla (DC) a do druhého pulzující světlo (PL). Frekvence pulzujícího světla je zvolena 100 Hz, což je dostatečně vysoká frekvence, aby bylo světlo vnímáno jako nepřerušované. Střída je zvolena 25 %. V každém segmentu jsou dva typy LED pásků – plný pásek a pásek, kde jsou LED diody pouze na každém čtvrtém úseku (vzhledem ke

střídě 25 %). Pro pulzující režim je použit vždy plný pásek. Je to z důvodu, který byl popsán v kap. 2.3.3. Tímto je docíleno toho, že v případě pulzujícího režimu nedochází k příliš velkému špičkovému proudu, což by mohlo způsobit posun barvy. LED pásy jsou vyvedeny skrz zadní stěnu vně boxu, kde je připevněna řídicí část (Obr. 8). Blokové schéma je na obrázku 9.



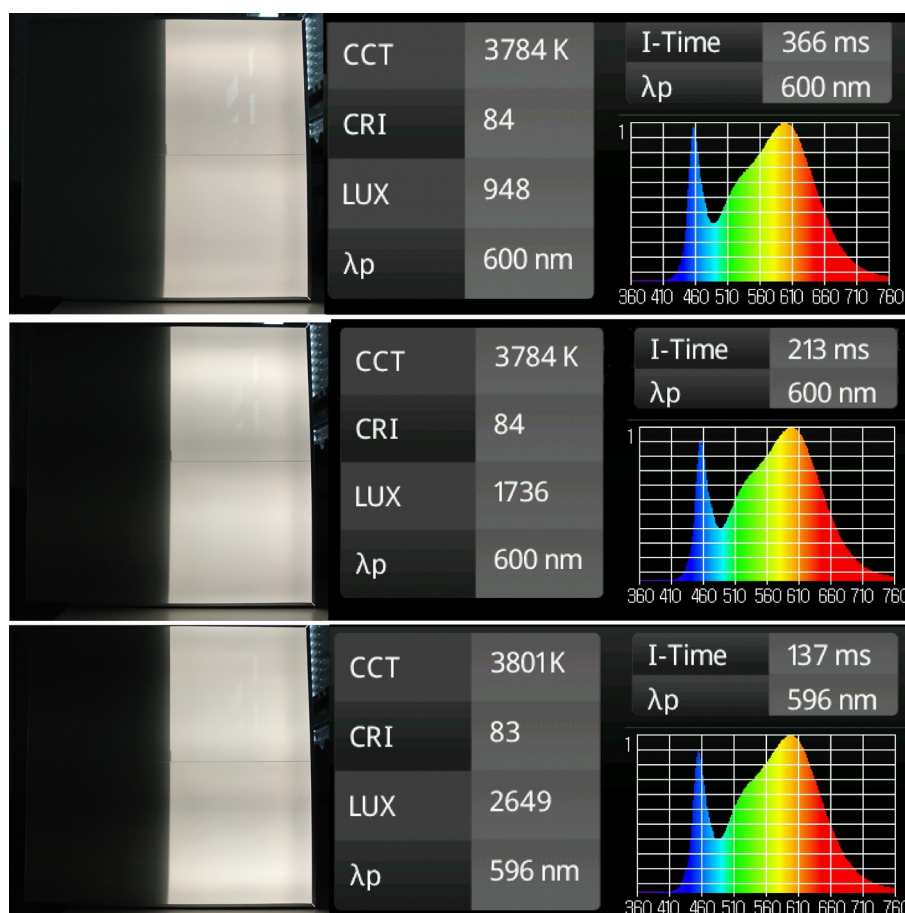
Obr. 8 Elektronika k ovládání LED diod



Obr. 9 Blokové schéma

Detekce hodnot skutečných jasů uvnitř boxu je zprostředkována pomocí hodnot napětí z fotodiod umístěných uvnitř obou segmentů boxu. Přepoččet z hodnot napětí na hodnoty jasu je popsán v kap. 3.2.2 kalibrace boxu.

Spektrum LED diod bylo změřeno pomocí spektrometru MK350. Byly zvoleny různé úrovně jasu. Výsledky nám dokazují, že při zvyšování úrovně jasu nedochází ke změně spektra LED diod a k posunu barvy, což eliminuje ovlivňování úsudků probandů (Obr.10).



Obr. 10 Spektrum LED diod

3.2.2 Kalibrace boxu pro vnímání jasu

Kalibrace měřicího boxu byla provedena s pomocí přístroje Display colour analyzer CA-210 (Obr. 11). Přístroj se skládá ze základního přístroje a snímací sondy, která je k němu připojena optickým kabelem. Tento přístroj slouží pro měření barevných

vlastností zobrazovacích zařízení. Umožňuje ovšem i měření jasu v řádech od $0,1 \text{ cd/m}^2$ do $999,9 \text{ cd/m}^2$ s přesností $\pm 2 \% \pm 1 \text{ digit}$. [41]



Obr. 11 Přístroj Display colour analyzer CA-210 se snímací sondou [42]

Kalibrace boxu byla provedena za stejných podmínek, v jakých byl následně prováděn experiment. V místnosti byly zataženy žaluzie a rozsvíceno umělé osvětlení, aby bylo dosaženo homogenních podmínek (Obr. 12).



Obr. 12 Kalibrace boxu

Kalibrace byla provedena pro horní i dolní segment měřícího boxu, vždy pro stálé i pulzující světlo. Pro různé intenzity osvětlení byla zaznamenána hodnota jasu z monitoru Display colour analyzer CA-210 a hodnota napětí z fotodiody uvnitř boxu.

Pro každý segment a režim světla byla získaná data vynesena do grafu, kde na ose x byly hodnoty napětí ve voltech a na ose y hodnoty jasu v cd/m^2 . Proložení souboru bodů přímkou bylo provedeno pomocí lineární regrese, což spočívalo v aproximaci daných hodnot přímkou metodou nejmenších čtverců. Touto metodou byly získány čtyři rovnice ve tvaru $y=kx+q$. Vzhledem k tomu, že neexistuje žádný fyzikální důvod k tomu, aby existoval parametr q , byla provedena kontrola významnosti parametrů. Nejdříve byla zvolena hladina významnosti $\alpha = 0,01$. Pokud je parametr nevýznamný, považujeme ho za nulový, proto byla stanovena nulová a alternativní hypotéza jako $H_0: k = 0$ (příp. $q = 0$) a $H_1: k \neq 0$ (příp. $q \neq 0$). Hodnota testovací statistiky (testovací kritérium) je:

$$T = \frac{k}{s_k}, \text{ příp. } \left(\frac{q}{s_q} \right) \quad \text{Rovnice 6 (43, str. 6)}$$

kde s_k a s_q jsou výběrové odhady směrodatných odchylek vyjádřené jako:

$$s_k = \sqrt{\frac{s_y^2}{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}}, \quad s_q = \sqrt{s_y^2 \frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}}, \quad \text{Rovnice 7 a 8 (43, str. 4)}$$

kde N je počet hodnot a

$$s_y = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (y_i - y_{i,reg})^2}{N - 2}}. \quad \text{Rovnice 9 (43, str. 4)}$$

Výsledné hodnoty T jsou pak v absolutní hodnotě porovnávány s kritickou hodnotou Studentova t -rozdělení $t_{\text{krit}}(1 - \alpha/2)$ pro $(N-2)$ stupňů volnosti. Jestliže $T > t_{\text{krit}}$, pak zamítáme H_0 a můžeme říci, že jsme prokázali rozdíl. Naopak pokud $T < t_{\text{krit}}$, pak nezamítáme H_0 . Pokud parametr $q = 0$, zjednoduší se závislost na $y = kx$.

Hodnoty parametrů k a q s příslušnými hodnotami testovacích kritérií a kritickými hodnotami jsou uvedeny v následující tabulce (Tabulka 1) :

Tabulka 1 Hodnoty parametrů k a q , testovacích kritérií a kritických hodnot

	SPODNÍ SEGMENT		VRCHNÍ SEGMENT	
	k	q	k	q
DC	230,264	2,637	221,744	4,742
T_k a T_q	373,617	0,137	344,538	0,247
$t_{krit}(1-\alpha/2)$	3,055	3,055	3,055	3,055
PL	289,964	-3,105	272,741	-1,258
T_k a T_q	375,236	0,501	271,302	0,157
$t_{krit}(1-\alpha/2)$	3,169	3,169	3,169	3,169

Parametr k vyšel ve všech čtyřech případech významný, jelikož $T_k > t_{krit}$, kdežto parametr q je ve všech případech nevýznamný, $T_k < t_{krit}$. Následně byly přepočítány rovnice do tvaru $y=kx$ (viz Příloha B, Obr. 1–4). Výsledné rovnice pro horní segment boxu jsou:

$$\text{režim DC} \quad L = 223,7052 \text{ V} \quad \text{Rovnice 10}$$

$$\text{režim PL} \quad L = 271,9765 \text{ V} \quad \text{Rovnice 11}$$

a pro spodní segment boxu:

$$\text{režim DC} \quad L = 231,3323 \text{ V} \quad \text{Rovnice 12}$$

$$\text{režim PL} \quad L = 288,0386 \text{ V} \quad \text{Rovnice 13}$$

Pomocí těchto rovnic byl následně prováděn přepočet hodnot z fotodiód ve voltech na hodnoty jasu v cd/m^2 (viz 3.3 Analýza výzkumných dat).

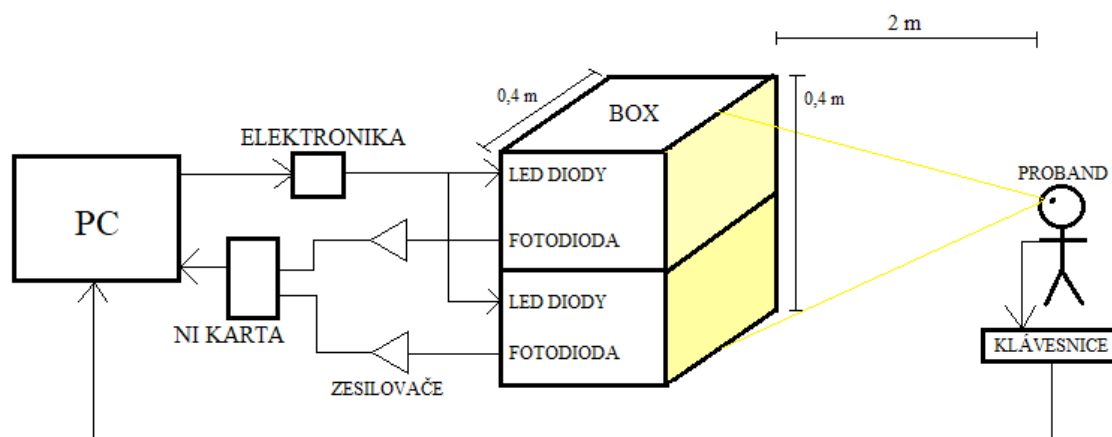
3.2.3 Charakteristika výzkumného souboru

Pro výzkumné šetření bylo vybráno 15 osob, z toho bylo osm ženského pohlaví a sedm mužského pohlaví. Testované osoby byli ve věku od 19–30 let. Každý proband byl před zahájením experimentu seznámen s jeho průběhem a následně byl požádán o vyplnění

krátkého dotazníku, který byl anonymní (viz Příloha C). Bylo v něm uvedeno přidělené ID probanda, jeho věk, pohlaví, informace o tom, zda se léčí nebo léčil s nějakými očními vadami, zda nosí brýle či kontaktní čočky, a jestli prodělal nějakou operaci nebo úraz očí. Ve druhé části protokolu pak byly doplněny informace z oftalmologického vyšetření. U každého probanda byla vyšetřena zraková ostrost, citlivost na kontrast a barvocit. Zraková ostrost byla vyšetřována jako korigovaná zraková ostrost, tudíž ten, kdo nosil brýle či kontaktní čočky byl vyšetřován s nimi. Toto vyšetření proběhlo před samotným experimentem a bylo provedeno kvalifikovaným očním lékařem. U žádného z probandů nebyly shledány odchylky od normativu. Tabulka, kde jsou shrnuty údaje probandů je v příloze (Příloha D).

3.2.4 Postup experimentu

Jak již bylo zmíněno v kapitole o kalibraci zařízení, experiment probíhal v místnosti, kde byly pomocí zatažených žaluzií a zapnutého umělého osvětlení dosaženo stejných podmínek pro každý pokus. Box byl umístěn na kraj stolu. Proband byl usazen naproti na židli, u které se dala měnit výška, aby bylo docíleno toho, že střed boxu bude v úrovni očí probanda. Box byl umístěn do vzdálenosti dvou metrů od probanda. Schéma experimentu je na následujícím obrázku (Obr. 13).



Obr. 13 Schéma experimentu

Experiment byl prováděn dvěma způsoby. Řídící aplikace byla vyvinuta v jazyce C#, jazyk C byl použit pro psaní firmwaru v řídicí elektronice. Tato aplikace byla schopna pracovat ve dvou režimech. První z režimů byl založen na tom, že proband měl pouze určit, které ze světél se mu zdá jasnější, nebo zda mají obě světla stejný jas. Postup byl následující:

- 1) Bylo náhodně zvoleno umístění DC a PL světél (nahore / dole).
- 2) Byly náhodně zvoleny hladiny jasů pro DC a PL světla z předem definovaného intervalu (0–3,3 V).
- 3) Proband pomocí určitých kláves rozhodl, které ze světél se mu zdá jasnější (horní – klávesa 8 (šipka nahoru), dolní – klávesa 2 (šipka dolů)), či mají obě světla stejný jas (klávesa mezerník).
- 4) Následně se uložila do souboru veškerá data – číslo pokusu, umístění DC a PL světla, volba probanda (horní/dolní/shoda), skutečná hodnota jasů obou světél (hodnoty z fotodiod).
- 5) Pauza pět sekund, aby si oči probanda odpočinuly.
- 6) Body 1 – 5 se opakovaly padesátkrát.

Druhý režim spočíval v tom, že proband reguloval jedno ze světél tak, aby se mu obě světla zdála stejně jasná. Postup byl následovný:

- 1) Bylo náhodně zvoleno umístění DC a PL světél (nahore / dole).
- 2) Byly náhodně zvoleny hladiny jasů pro DC a PL světla z předem definovaného intervalu (0–3,3 V).
- 3) Proband měl pomocí určitých kláves regulovat jas spodního světla tak, aby se mu zdálo, že se shoduje s jasnem horního světla. Klávesou 8 proband zvyšoval jas a klávesou 2 jas snižoval.
- 4) V okamžiku, kdy se probandovi zdála světla stejně jasná, stiskl klávesu mezerník.

5) Následně se uložila do souboru veškerá data – číslo pokusu, umístění DC a PL světla, skutečná hodnota jasů obou světél (hodnoty z fotodiod).

6) Pauza pět sekund, aby si oči probanda odpočinuly.

7) Body 1 – 6 se opakovaly dvacetkrát.

V aplikaci před zahájením experimentu bylo možné vybrat druh režimu, číslo probanda a doplnit si jakékoliv poznámky k experimentu. Tato data byla pak společně s naměřenými daty uložena do textového souboru. V prvním sloupci se zobrazilo číslo pokusu, ve druhém sloupci bylo uvedeno, které ze světél (DC či PL) bylo při daném pokusu ve vrchním segmentu měřicího boxu, v dalších sloupcích pak byly naměřené hodnoty z fotodiod. V případě režimu A bylo navíc uvedeno, který segment proband označil jako jasnější nebo zda mu zdály segmenty stejně jasné.

V případě režimu A bylo nastaveno omezení tak, že poměr relativních hodnot jasu byl větší než 0,7 a menší než 1, aby byly eliminovány situace, kdy budou zvoleny dvě hodně odlišné úrovně jasu.

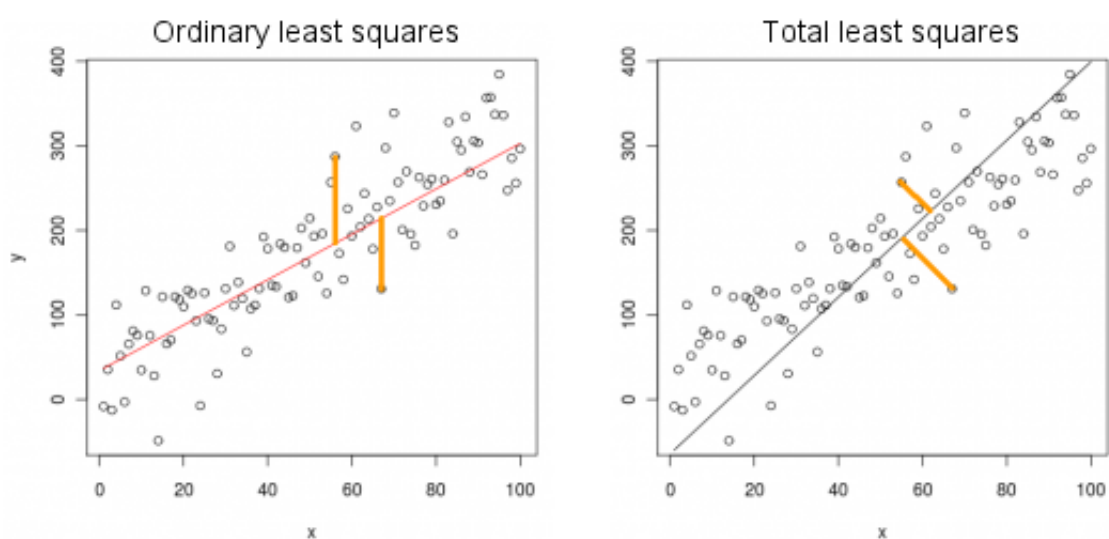
3.3 Analýza výzkumných dat

Experimentální data byla uložena do textového souboru a následně zpracována pomocí softwaru Matlab a MS Excel. Pro přepočítání hodnot napětí na jas bylo využito již vypočítaných rovnic pomocí aproximace dat přímkou metodou nejmenších čtverců (viz kapitola 3.2.2 rovnice 10–13).

Za proměnnou V byly dosazeny hodnoty napětí ve voltech z fotodiod. Získané hodnoty L pak odpovídaly hodnotám jasu v cd/m^2 . Hodnoty napětí byly dosazovány do příslušných rovnic (Rovnice 10–13) podle toho, která odpovídala správnému režimu a umístění světla v boxu v daném pokusu. Jak bylo již zmíněno, tak informace o tom, zda je ve vrchním segmentu v určitém pokusu zapnuto PL nebo DC světlo, byla ukládána spolu s dalšími daty do textového souboru.

V případě režimu A bylo provedeno 50 pokusů u každého probanda. Ze získaných dat byla vyselektována pouze data z těch pokusů, které proband označil jako, že mají stejný jas. V případě režimu B byla ke zpracování použita všechna data. V tomto případě se jednalo o 20 pokusů, kdy měl proband sjednotit jas spodního segmentu boxu s horním segmentem, který byl pevně nastaven. Výsledkem byl tedy soubor hodnot v cd/m^2 , kdy pro režim B bylo získáno 20 dvojic hodnot a pro režim A tolik hodnot, kolikrát se probandovi zdálo, že celý box má stejný jas.

V situaci, kdy byla experimentální data přepočtena na hodnoty jasu v cd/m^2 , byla vynesena pomocí Matlabu do grafu, kdy hodnoty na ose x odpovídaly hodnotám stálého světla a na ose y byly příslušné hodnoty pulzujícího světla. Pro získání funkce závislosti PL světla na DC světlu byla použita metoda totálních nejmenších čtverců, angl. Total Least Squared Method (TLS). Klasická metoda nejmenších čtverců, angl. Ordinary Least Squared Method (OLS), zahrnuje chybu měření závislé proměnné y a snaží se minimalizovat součet čtverců odchylek naměřené hodnoty y_i a příslušející hodnoty funkce vypočítané pomocí předpisu $y = ax + b$. Tato metoda se využívá v případě, že pomocí naměřené veličiny x byly vypočítány příslušející hodnoty veličiny y . V případě, že v obou proměnných, jak v nezávislé proměnné x , tak v závislé y , jsou zahrnuty chyby měření, využívá se aproximace pomocí TLS. Hlavní rozdíl mezi těmito metodami je graficky ukázán na následujícím obrázku (Obr. 14). [44]



Obr. 14 Rozdíl mezi OLS a TLS [45]

Výsledná data v grafu byla proložena přímkou, jejíž parametr k byl vypočítán pomocí TLS. V Matlabu byl použit skript dle [40]. Tato funkce vracela hodnotu parametru k

přímky ve tvaru $y=kx$. Dále byla pomocí t-testu vypočítána p-hodnota, která udává úroveň významnosti testu. Obecně je p-hodnota definována jako nejnižší hladina významnosti testu, na které ještě zamítneme nulovou hypotézu. Hladina významnosti α je pravděpodobnost, že zamítneme nulovou hypotézu ačkoliv platí. Tato situace je označována jako chyba I. druhu. Hladina významnosti je tedy pravděpodobnost, že se dopustíme chyby I. druhu. α se určuje před začátkem testování, je to pravděpodobnost apriorní, kdežto p-hodnota je aposteriorní pravděpodobnost chyby I. druhu, je výsledkem výpočtu testového kritéria t-testu. Čím nižší p-hodnota, tím je výsledek významnější.

Obecně se hodnota testovacího kritéria pro nulovou hypotézu $k = 1$ (není žádný rozdíl mezi vnímáním DC a PL režimů) vypočte následovně:

$$T = \frac{g_{GB} - 1}{\sqrt{s^2 v_{11}}}, \quad \text{rovnice 14 (40, str. 7)}$$

kde g_{GB} je v našem případě parametr k a $s^2 v_{11}$ je odhad rozptylu parametrů. V Matlabu:

`T = abs(p.sol-1)/sqrt(C)`, kde $C = s^2 v_{11}$ a $p.sol = k$.

Pomocí výsledku testovacího kritéria byla spočítána oboustranná p-hodnota:

`pval = 2*(1-tcdf(T,N-1))`.

Z hlediska formulace závěru jsou pak tři možnosti. Buď srovnáváme hodnotu vypočteného testovacího kritéria s kritickou hodnotou, která se určuje v závislosti na zvolené hladině významnosti α . Druhou možností je srovnání p-hodnoty s hladinou významností α . Poslední možností je výpočet intervalu spolehlivosti. V našem případě se jedná o 99% interval spolehlivosti, který udává, že výsledek je v daném intervalu s pravděpodobností 99 %. Statisticky významný výsledek je v našem případě ten, kdy tento interval nezahrnuje jedničku. Interval spolehlivosti je vypočten jako:

`CI=p.sol±tinv(0.995,N-1)*sqrt(C)`.

3.3.1 Režim A

Tento režim spočíval pouze v posuzování, který segment boxu se zdá probandům jasnější. Při zpracování dat byla vybrána pouze ta data, která byla shledána jako shodně jasná. Tento vybraný soubor bodů byl pomocí aproximace metodou TLS proložen přímkou, kde pro každý bod na této přímce platí vztah:

$$L_{PL} = k L_{DC}, \quad \text{Rovnice 14}$$

kde L_{PL} je jas diod v pulzujícím režimu, L_{DC} je jas diod pro stálé světlo a k je parametr přímky vypočítaný metodou TLS. Hodnota parametru $k = 1$ znamená, že jas pulzujícího světla se rovná jas stálého světla a není pozorován žádný efekt zvýšeného vnímání pro jedno ze světél. Znamená to také, že TB zákon platí. V případě, že hodnota $k < 1$, dochází k tomu, že pro dosažení stejného subjektivního jas obou světél je potřeba větší výkon u diod v DC režimu. Jinými slovy, proband vnímá oba segmenty boxu stejně jasně, ale hodnota skutečného jas je u DC napájených diod vyšší. Pokud $k > 1$ nastává opačný případ, tj. pro dosažení vnímání obou segmentů stejně jasně je potřeba větší výkon u PL diod. Skutečná hodnota jas je vyšší pro segment s PL režimem. Jak bylo zmíněno v kap. 2.1.1.2 skutečná hodnota jas je *luminance* L a subjektivní jas je označován jako *brightness*. Pro dosažení stejného vnímání jas neboli *DC brightness* = *PL brightness* platí:

$$k = 1 \rightarrow L_{DC} = L_{PL}$$

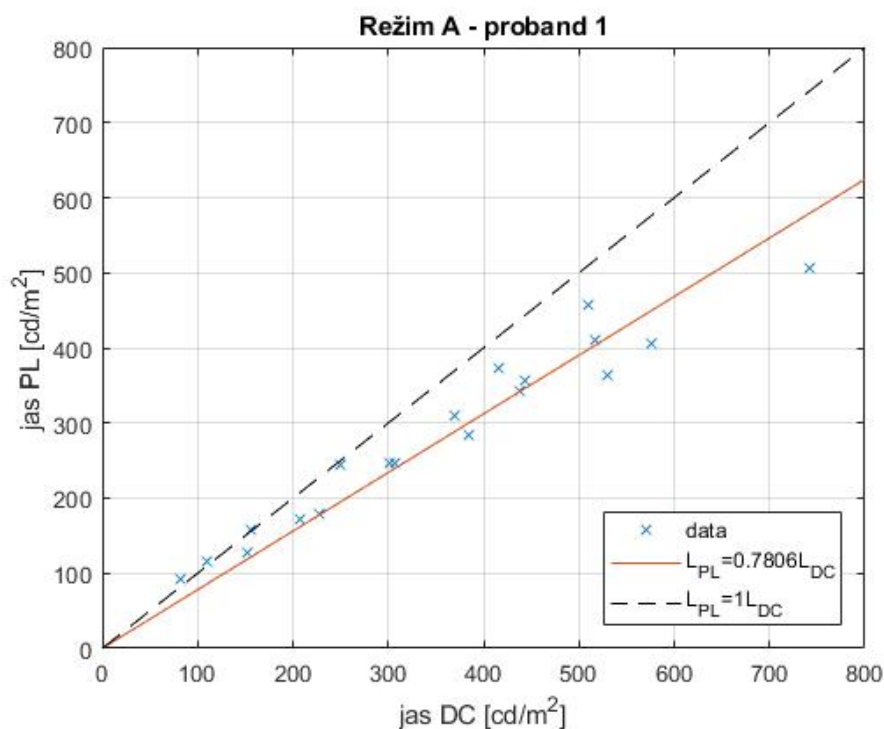
$$k < 1 \rightarrow L_{DC} > L_{PL}$$

$$k > 1 \rightarrow L_{DC} < L_{PL}$$

Výsledky pro režim A jsou zaznamenány pomocí následujících grafů (graf č.2–15). V každém grafu jsou na ose x hodnoty jas DC světla a na ose y hodnoty jas PL světla. Pomocí křížků jsou vyznačeny data, černá čárkovaná čára odpovídá hodnotě parametru $k = 1$, červená přímka je dána vypočteným parametrem k pomocí metody TLS.

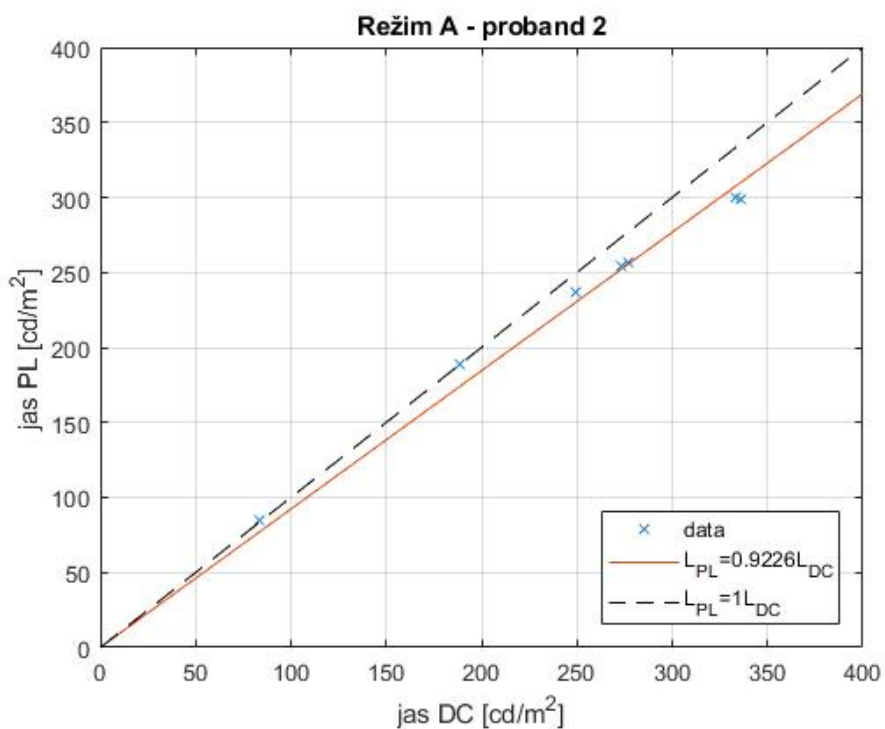
Následující graf ukazuje rozložení bodů mající stejný subjektivní jas dle probanda 1. Hodnota parametru $k = 0,7806$ a p -hodnota $< 0,001$. Parametr $k < 1$, což znamená, že

pro dosažení stejného vnímání jasů musí být skutečná hodnota jasů DC světla vyšší.
Zlepšení vnímání pro PL režim je o 28,11 % ($1/0,7806 - 1$).



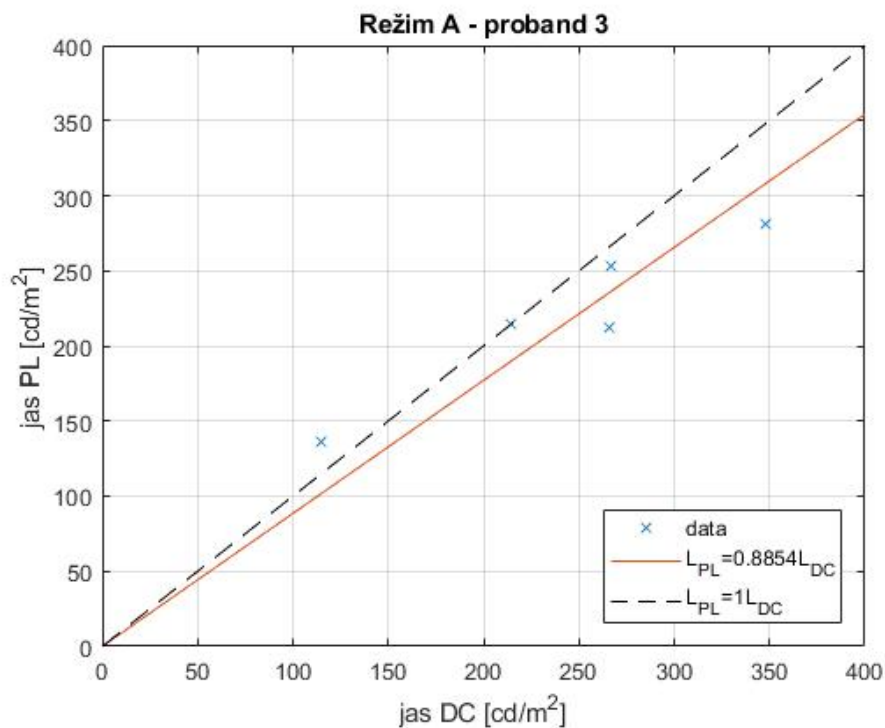
Graf 2 Režim A - proband 1

U druhého probanda vyšla hodnota parametru $k = 0,9226$ a p-hodnota 0,0012. V tomto případě došlo ke zlepšení vnímání pro PL režim o 8,39 % ($1/0,9226 - 1$).



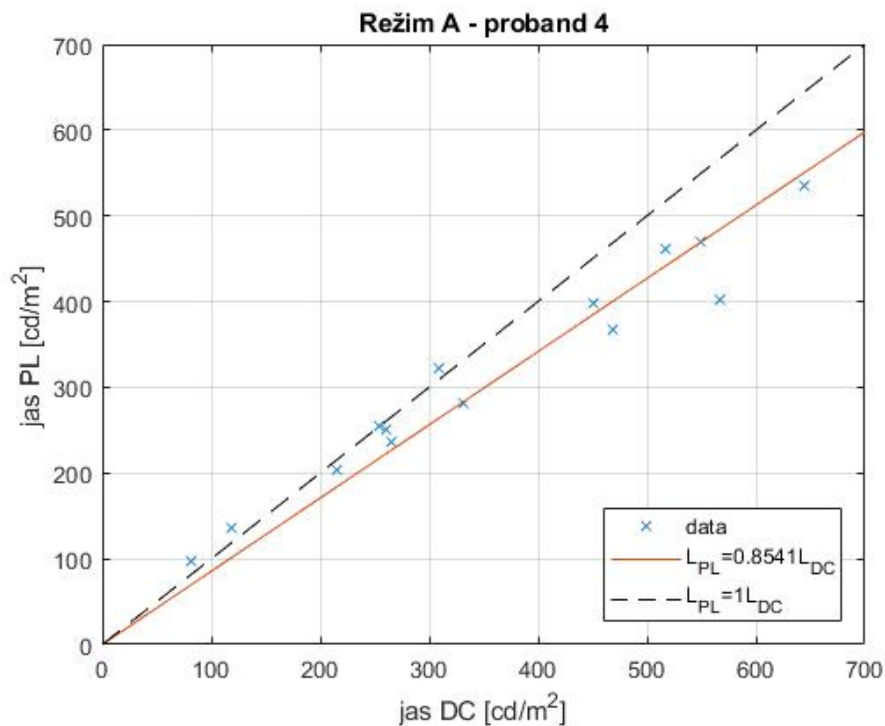
Graf 3 Režim A - proband 2

V případě probanda č. 3 vyšel parametr $k = 0,8854$ a p -hodnota = 0,0880. Nelze říci, že je rozdíl ve vnímání DC a PL světél.



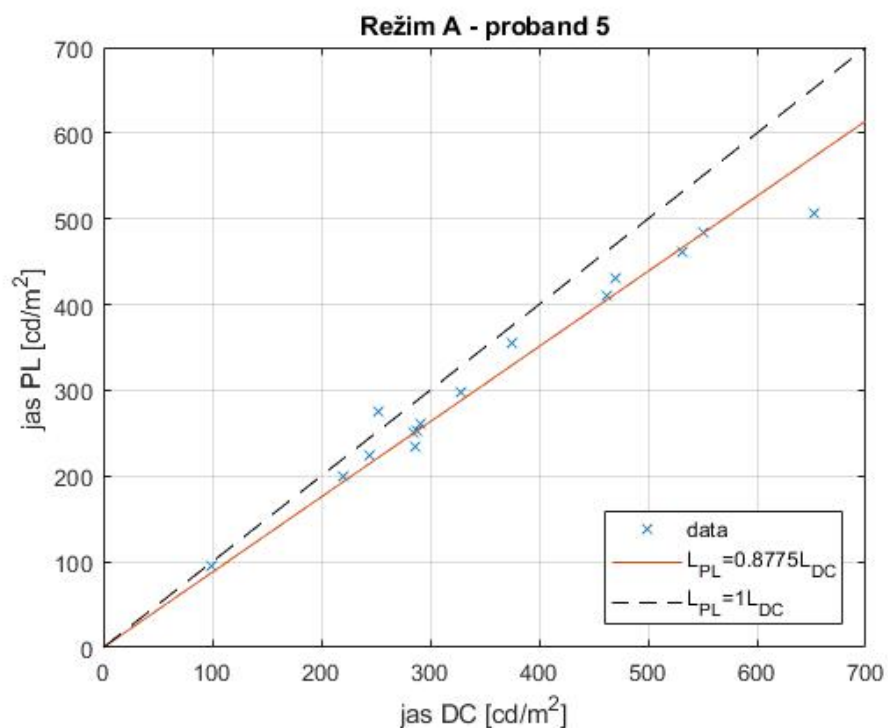
Graf 4 Režim A - proband 3

U čtvrtého probanda vyšla hodnota parametru $k = 0,8541$ a p -hodnota $< 0,001$. V tomto případě došlo ke zlepšení vnímání pro PL režim o 17,08 % ($1/0,8541-1$).



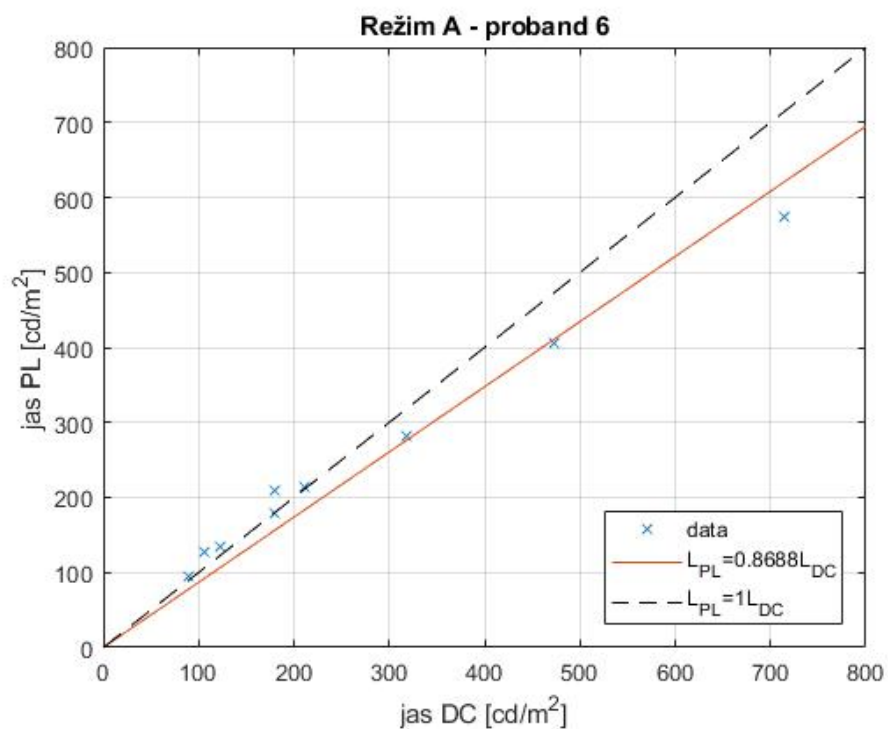
Graf 5 Režim A - proband 4

U probanda 5 vyšel parametr $k = 0,8775$ a p -hodnota $< 0,001$. Došlo ke zlepšení vnímání pro PL režim o 13,96 % ($1/0,8775-1$).



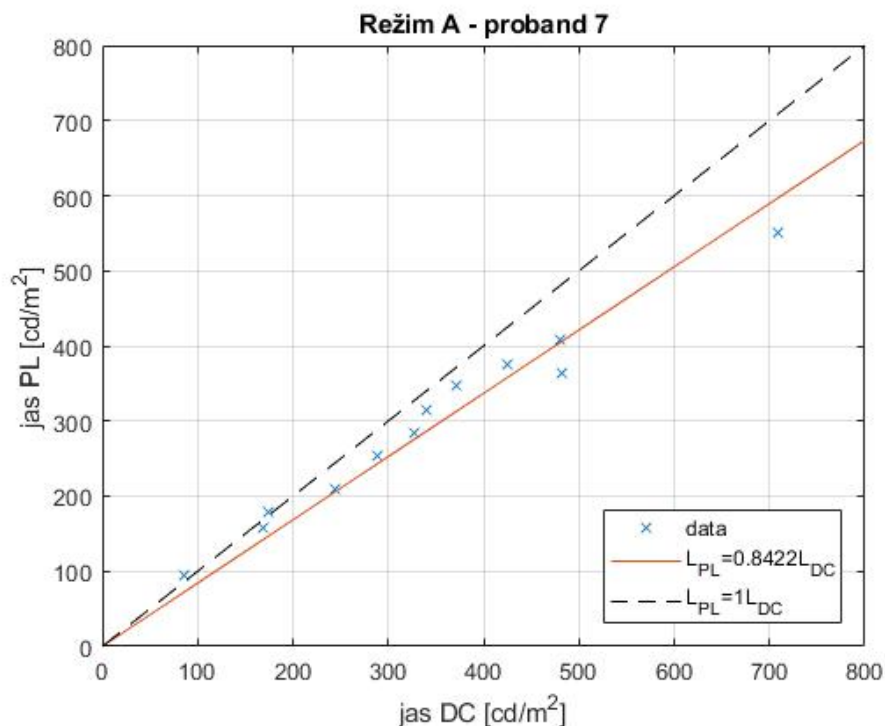
Graf 6 Režim A - proband 5

Parametr k je u následujícího probanda roven 0,8688. P -hodnota = 0,0058. PL světlo je vnímáno o 15,10 % ($1/0,8688-1$) více než DC světlo.



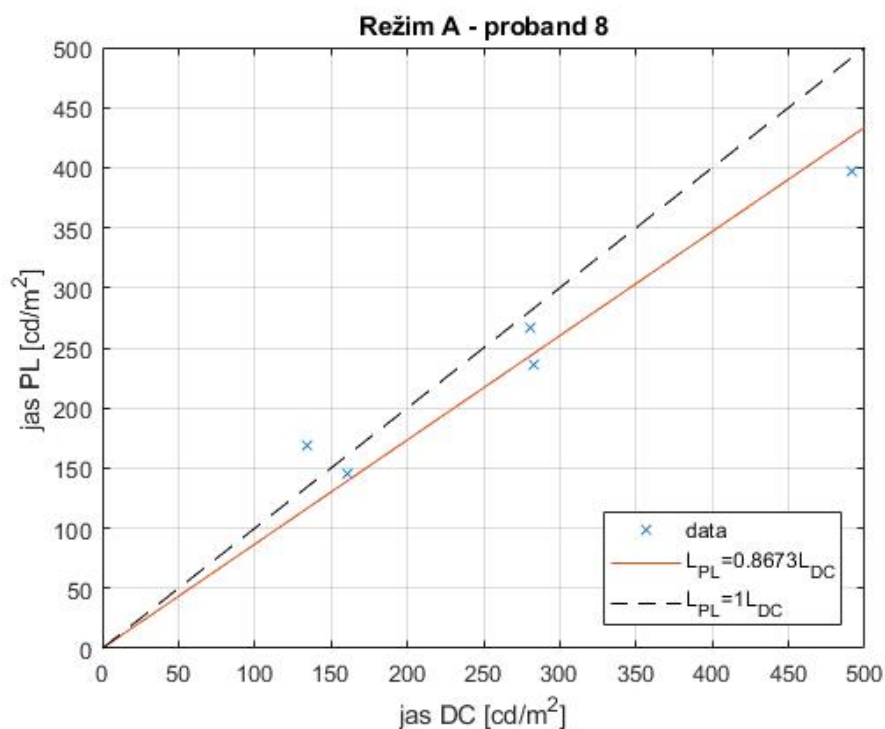
Graf 7 Režim A - proband 6

U sedmého probanda vyšly hodnoty $k = 0,8422$ a p -hodnota $< 0,001$. Opět došlo ke zlepšení vnímání pro PL režim, a to o 18,74 % ($1/0,8422-1$).



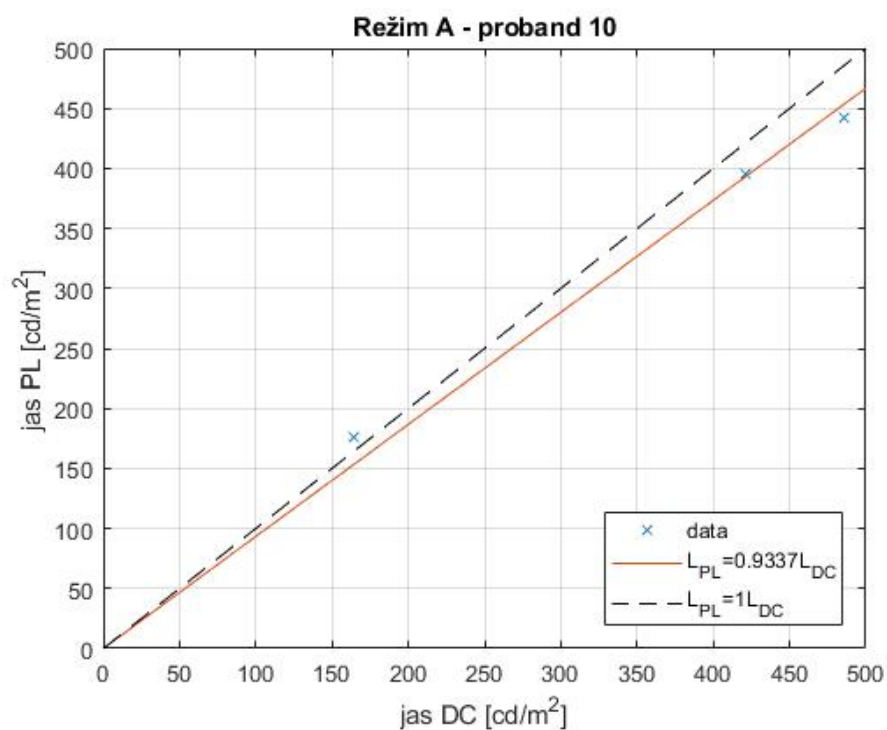
Graf 8 Režim A - proband 7

V případě probanda 8 vyšel parametr $k = 0,8673$ a p -hodnota $= 0,0593$. P -hodnota $> 0,01$ tudíž nelze říci, že je rozdíl ve vnímání DC a PL světél.

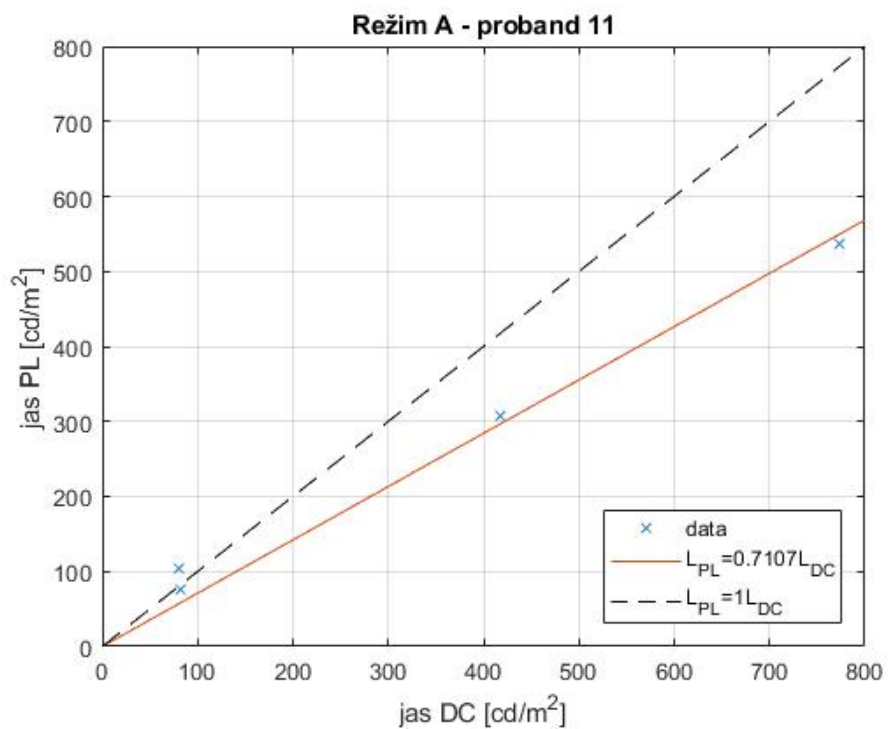


Graf 9 Režim A - proband 8

U devátého probanda nelze režim A vyhodnotit pomocí metody TLS z důvodu nízkého počtu pokusů, které proband označil jako mající stejný jas. U probanda 10 vyšel parametr $k = 0,9337$ a $p\text{-hodnota} = 0,1286$. Nelze říci, že je rozdíl ve vnímání DC a PL světél.

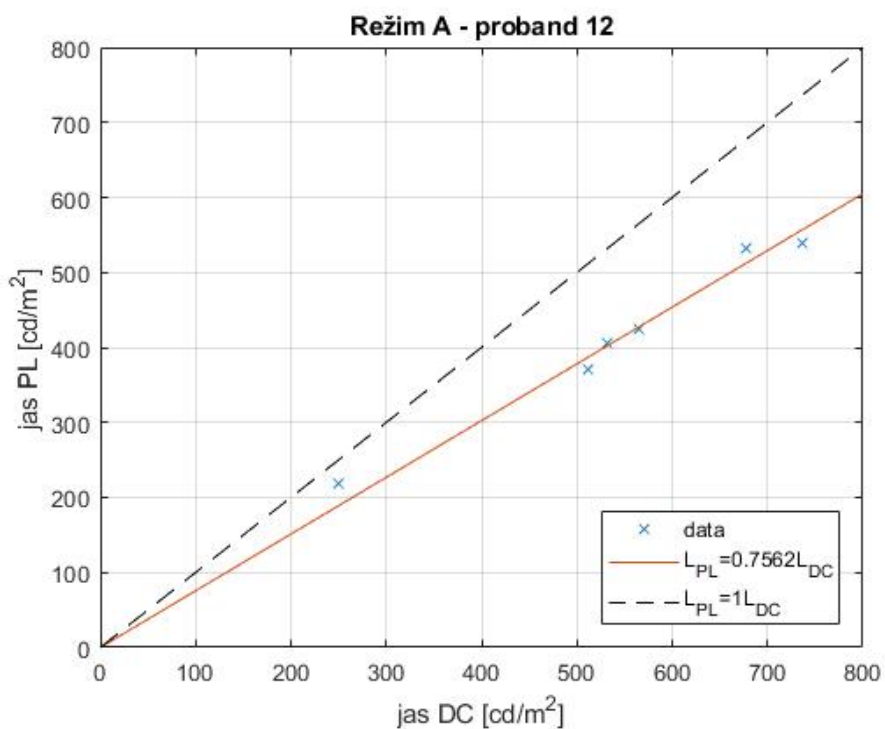


U probanda 11 je parametr $k = 0,7107$ a p -hodnota = 0,0039. Pulzující světlo je vnímáno o 40,71 % ($1/0,7107 - 1$) lépe.



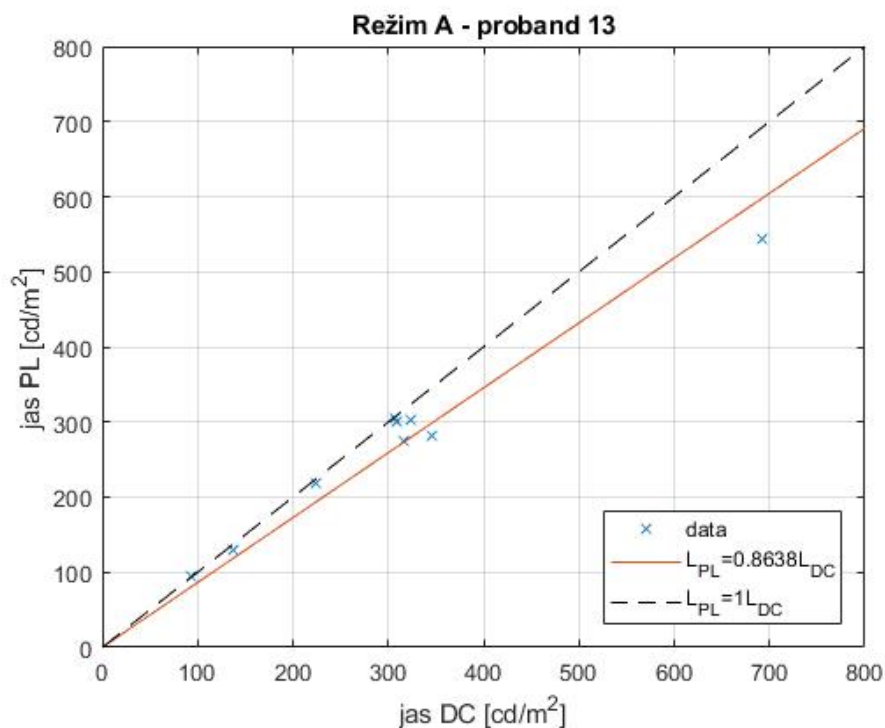
Graf 11 Režim A - proband 11

U dalšího probanda vyšel parametr $k = 0,7562$ a p -hodnota $< 0,001$. Zlepšení vnímání pulzujícího světla je o 32,24 % ($1/0,7562 - 1$).



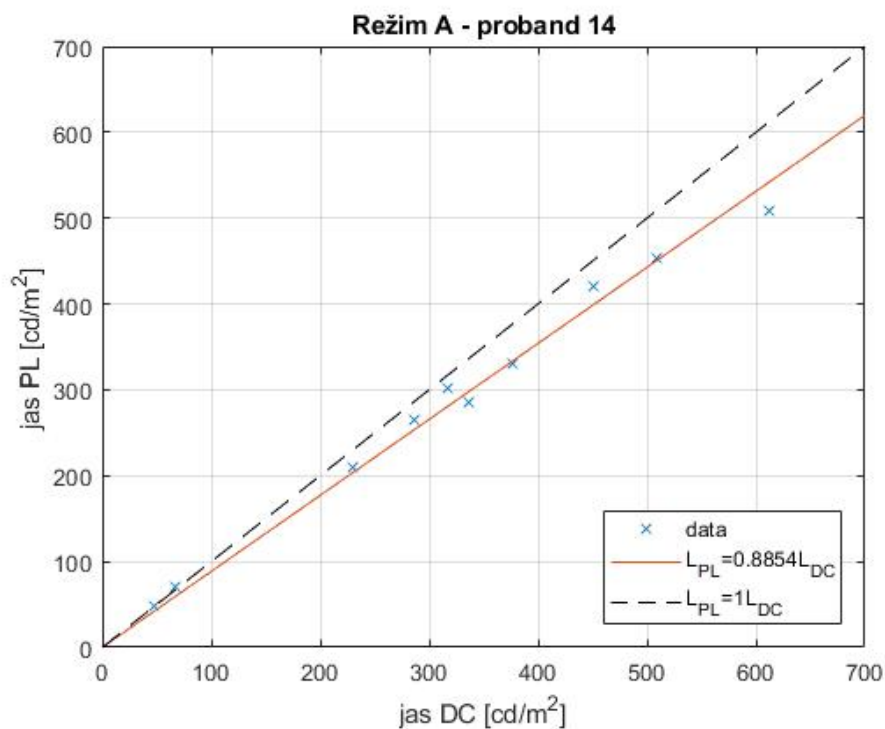
Graf 12 Režim A - proband 12

V případě probanda 13 vyšel parametr $k = 8638$. P- hodnota = 0,0024. Zlepšení vnímání pulzujícího světla je o 15,77 % ($1/0,8638-1$).



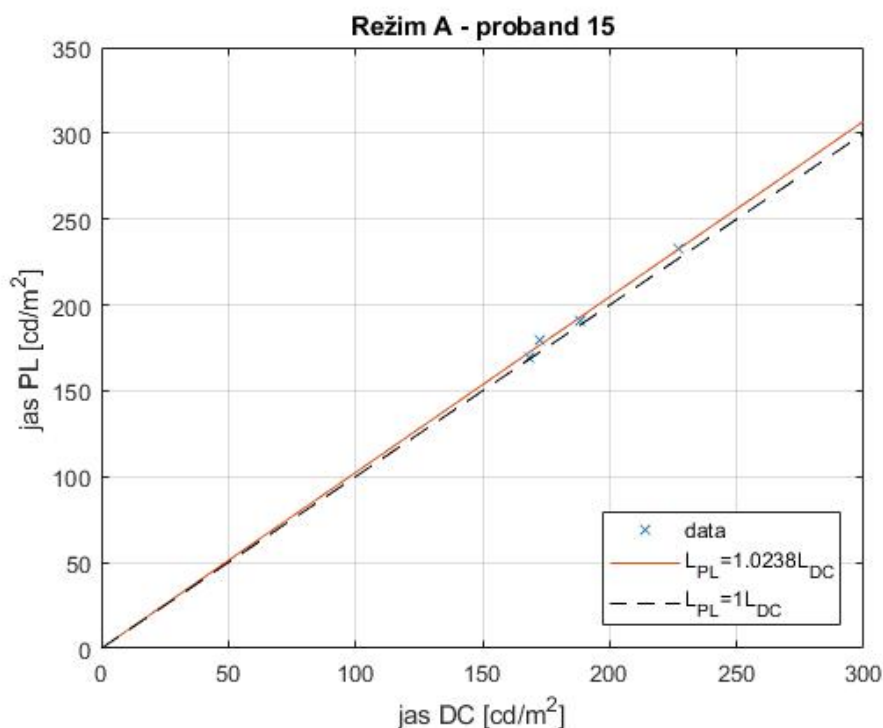
Graf 13 Režim A - proband 13

Parametr k dalšího probanda vyšel rovný hodnotě 0,8854 a p-hodnota < 0,001. Zlepšení vnímání pulzujícího světla je o 12,94 % ($1/0,8854 - 1$).



Graf 14 Režim A - proband 14

U posledního probanda vyšla hodnota parametru $k = 1,0238$ a p -hodnota = 0,0448. Nelze říci, že by byl rozdíl by vnímání DC a PL světél.

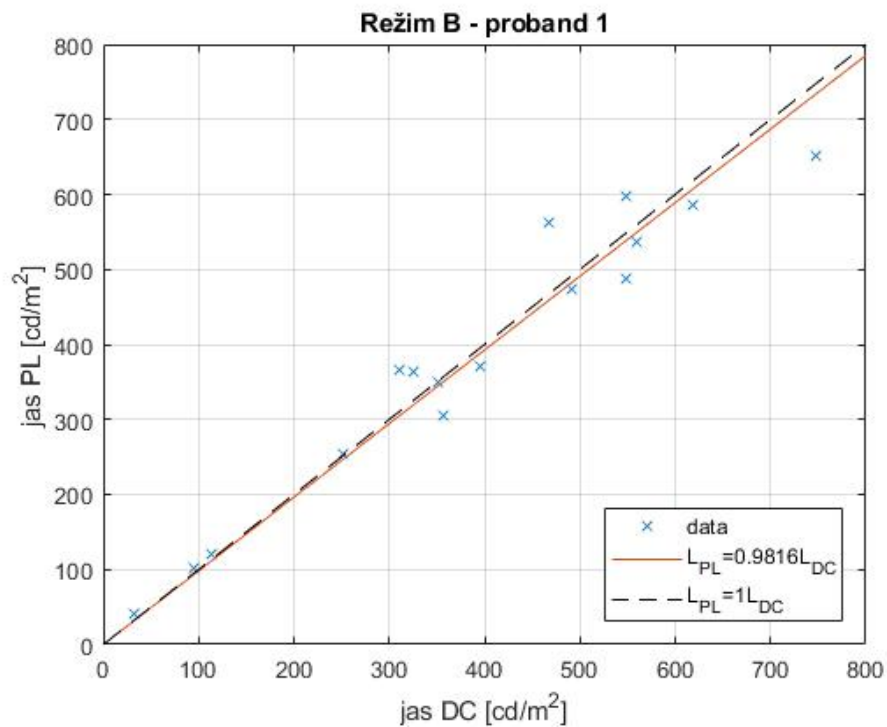


Graf 15 Režim A - proband 15

3.3.2 Režim B

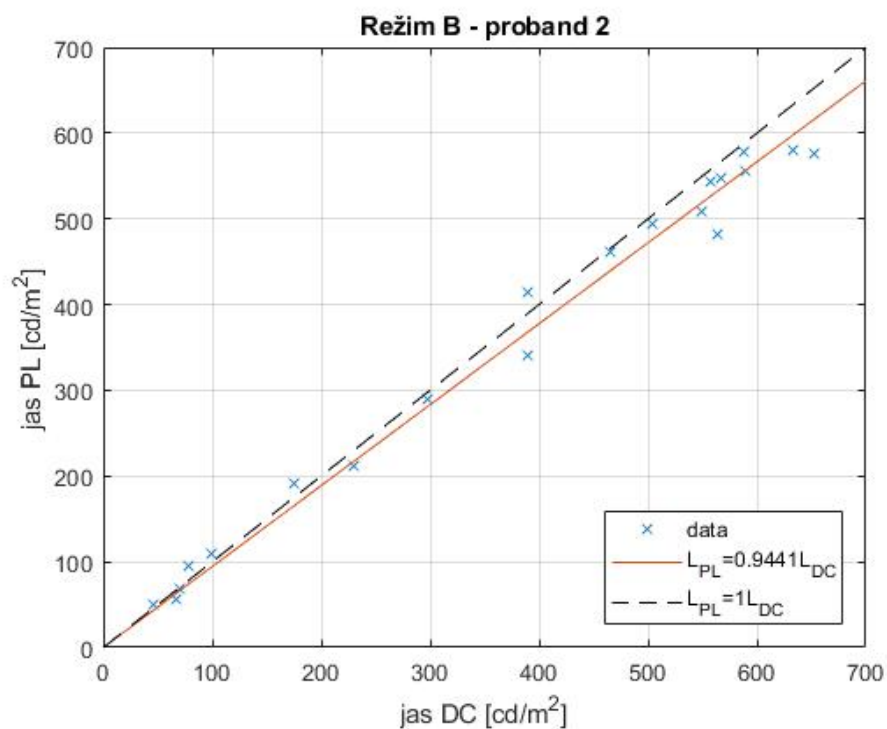
V režimu B nastavovali probandi jas spodního segmentu boxu tak, aby se jim zdálo, že má shodný jas s vrchním segmentem. Pro každý pokus v jednom experimentu byl jas vrchního segmentu vybrán náhodně počítačem. Tato posloupnost náhodně vybraných jasů se neukládala do paměti, tudíž měl každý proband jinou posloupnost vybraných úrovní jasů vrchního segmentu. Stejně jako v režimu A byl soubor získaných hodnot proložen přímkou pomocí TLS. K vyhodnocení jsou v tomto případě použita všechna data, tudíž počet dvojic jasů je 20. Výsledky jsou znázorněny v následujících grafech (graf 16–30).

U probanda 1 (graf 16) je rovnice přímky ve tvaru $L_{PL} = 0,9816 L_{DC}$. P -hodnota vyšla 0,5389. Nelze tedy říci, že je zde statisticky významný rozdíl mezi vnímáním jasů.



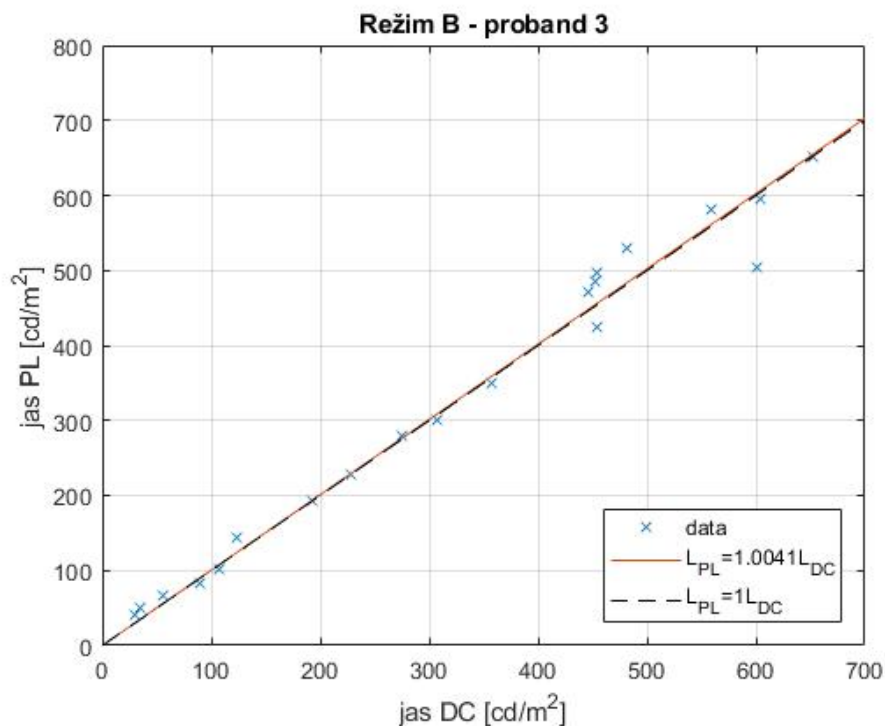
Graf 16 Režim B - proband 1

V případě probanda 2 (graf 17) je výsledná hodnota parametru $k = 0,9441$. P-hodnota je menší než 0,001. Pro dosažení pocitu, že oba segmenty mají shodný jas je potřeba, aby skutečný jas DC světla byl o 5,92 % ($1/0,9441-1$) vyšší.



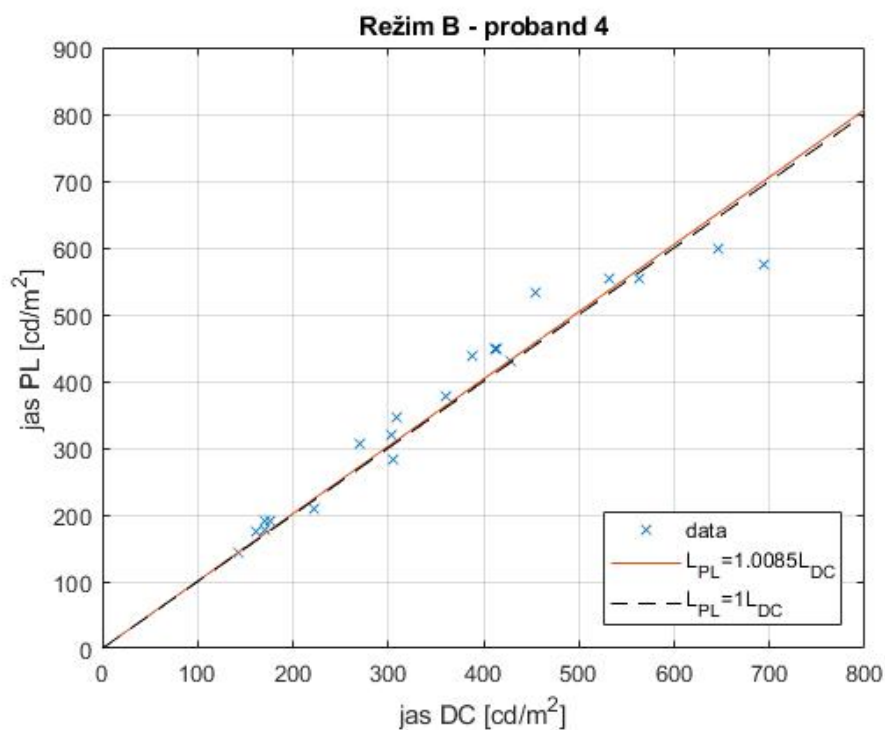
Graf 17 Režim B - proband 2

U probanda 3 (graf 18) má parametr k hodnotu 1,0041 a p -hodnota = 0,8413, z čehož vyplývá, že není rozdíl mezi vnímáním DC a PL světél.



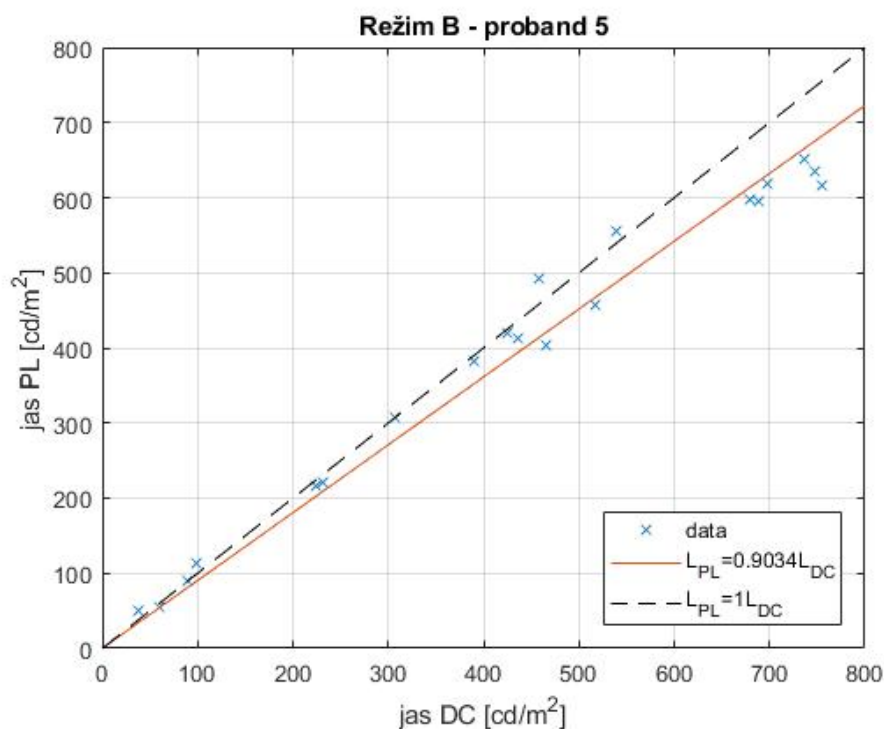
Graf 18 Režim B - proband 3

U čtvrtého probanda (graf 19) jsou výsledky podobné jako u předchozího probanda. Parametr $k = 1,0085$ a p -hodnota = 0,7421.



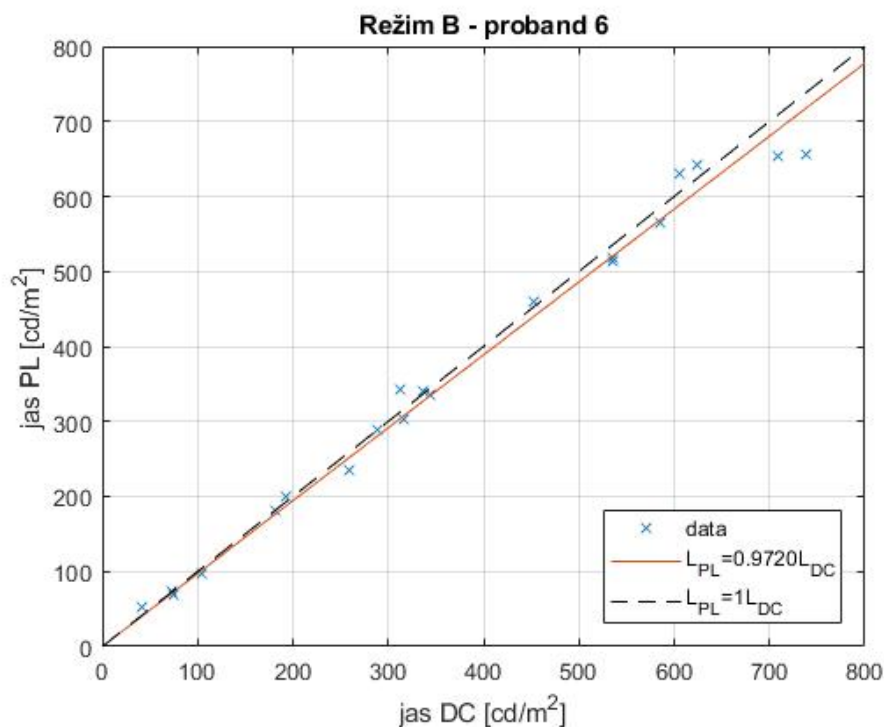
Graf 19 Režim B - proband 4

U probanda 5 (graf 20) vyšel parametr $k = 0,9034$ a p -hodnota $< 0,001$, z čehož vyplývá, že PL světlo je vnímáno o 10,69 % ($1/0,9034 - 1$) lépe.



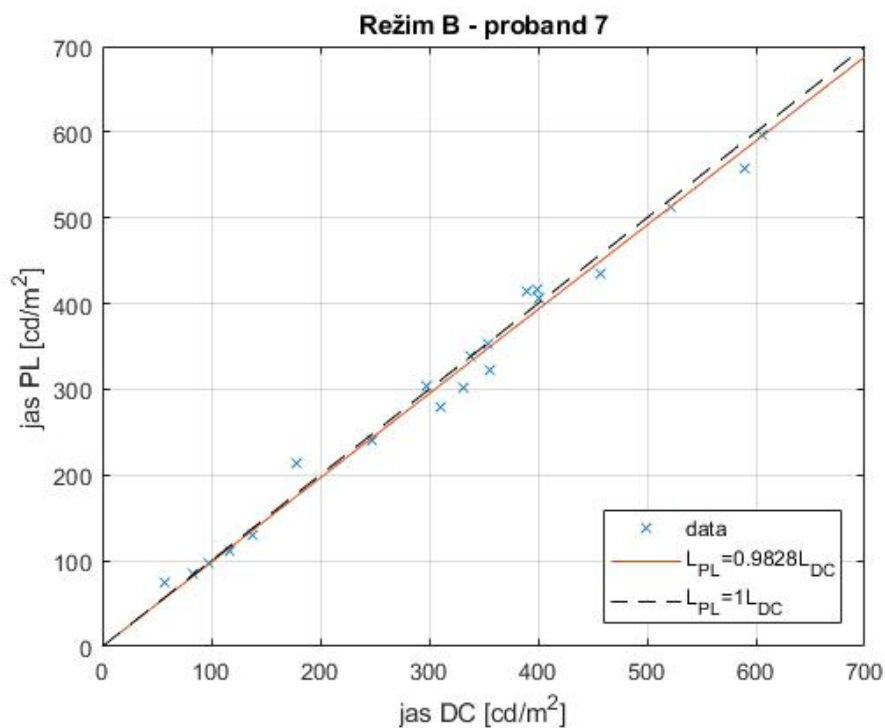
Graf 20 Režim B - proband 5

U probanda 6 (graf 21) je parametru $k = 0,9720$. P -hodnota se rovná 0,0636. Na hladině významnosti 1% není statisticky významný rozdíl mezi vnímáním jasů PL a DC světél.



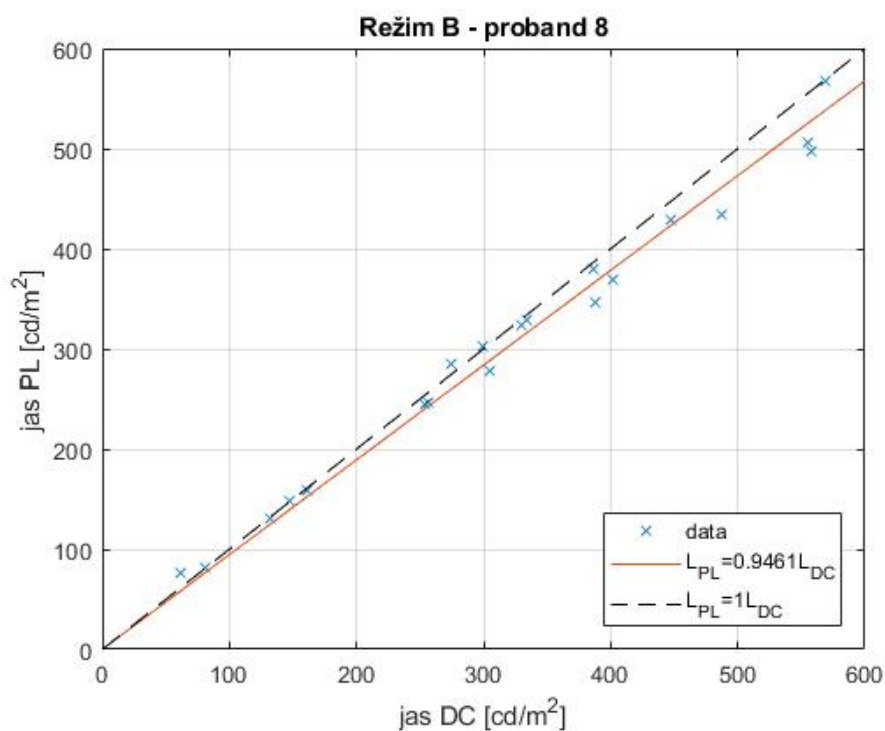
Graf 21 Režim B - proband 6

U dalšího probanda (graf 22) vyšel parametr $k = 0,9828$ a $p\text{-hodnota} = 0,2001$. Nelze tedy říci, že je rozdíl mezi vnímáním DC a PL světla.



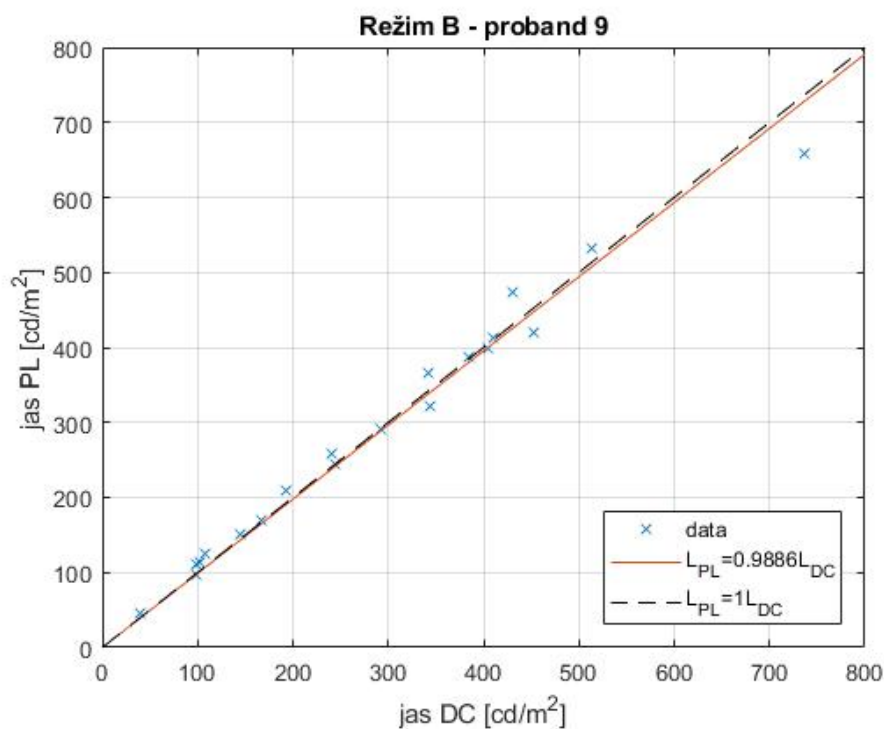
Graf 22 Režim B - proband 7

U probanda 8 (graf 23) má parametr k hodnotu $0,9461$ a $p\text{-hodnota} < 0,001$. Zlepšení vnímání pulzujícího světla je o 5,70 % ($1/0,9461 - 1$).



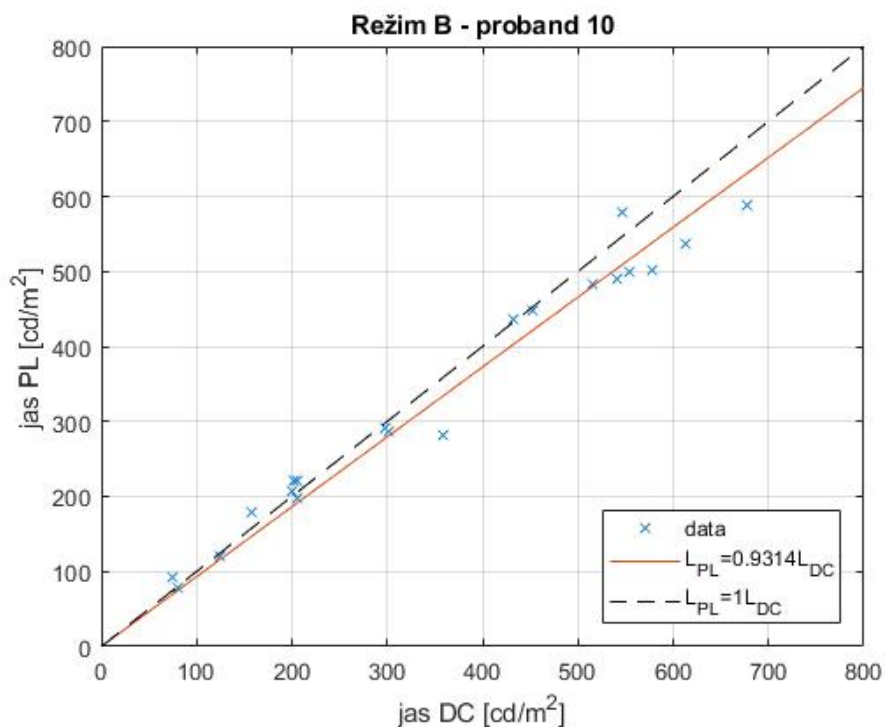
Graf 23 Režim B - proband 8

V případě probanda 9 (graf 24) je parametr $k = 0,9886$ a p -hodnota = 0,5299. Nelze říci, že je rozdíl mezi vnímáním DC a PL světla.



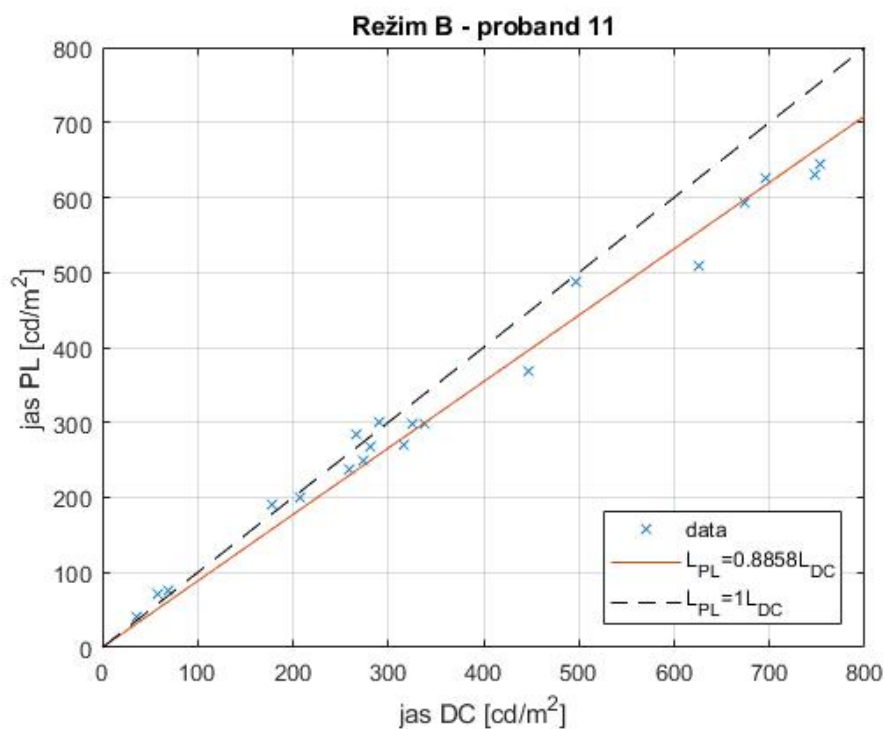
Graf 24 Režim B - proband 9

U probanda 10 (graf 25) je parametr $k = 0,9314$ a p -hodnota = 0,0017. Zlepšení vnímání pulzujícího světla je o 7,37 % ($1/0,9314 - 1$).



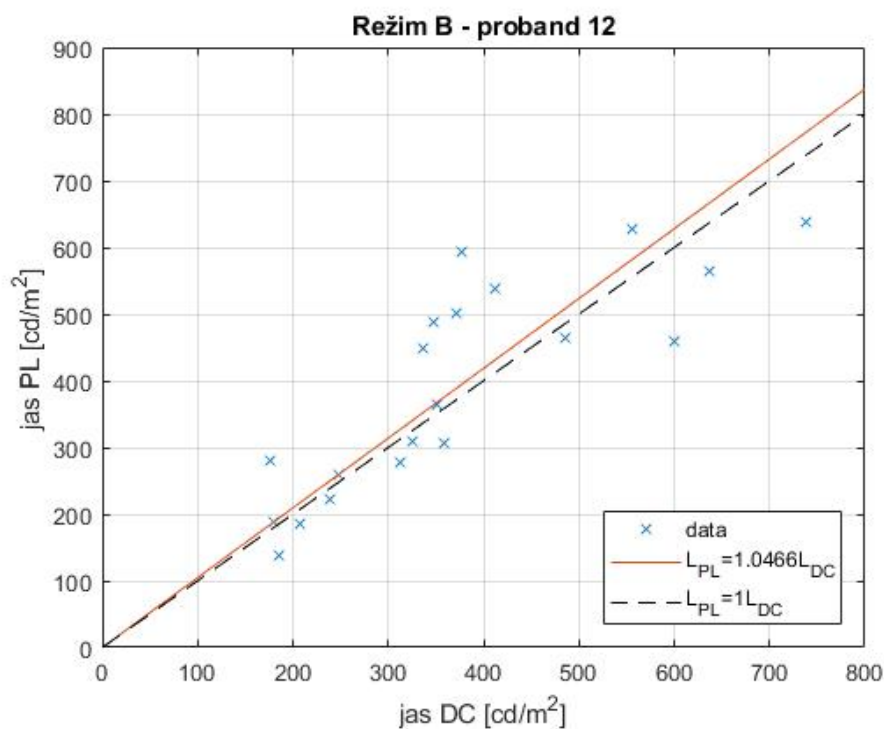
Graf 25 Režim B - proband 10

U probanda 11 (graf 26) vyšel parametr $k = 0,8858$ a p -hodnota $< 0,001$. PL světlo je vnímáno o 12,89 % ($1/0,8858 - 1$) lépe.



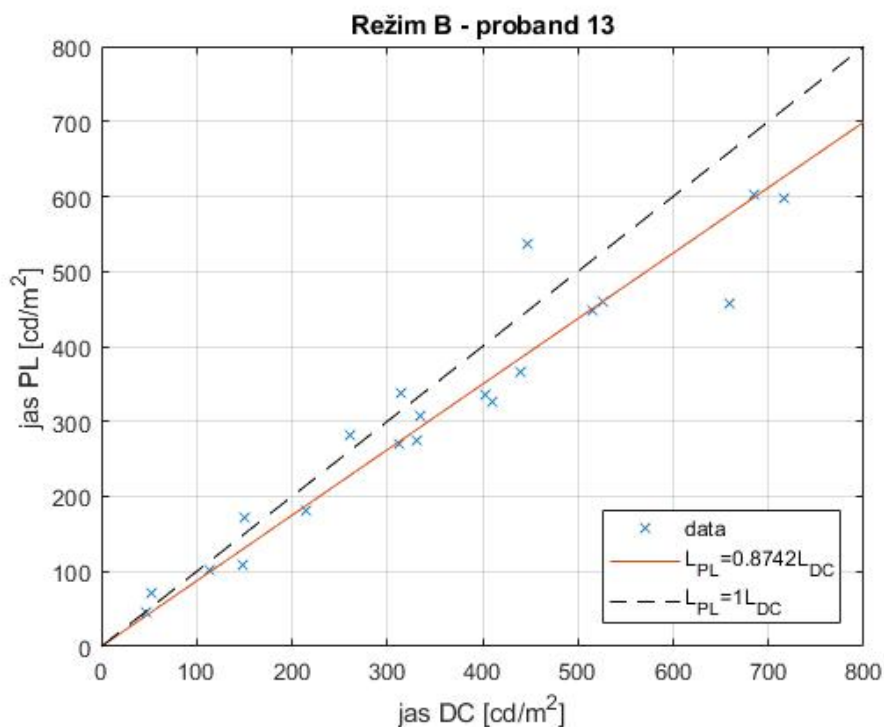
Graf 26 Režim B - proband 11

U probanda 12 (graf 27) je parametr $k = 1,0466$ a p -hodnota $= 0,4229$. Nelze říci, že je rozdíl mezi vnímáním PL a DC světla.



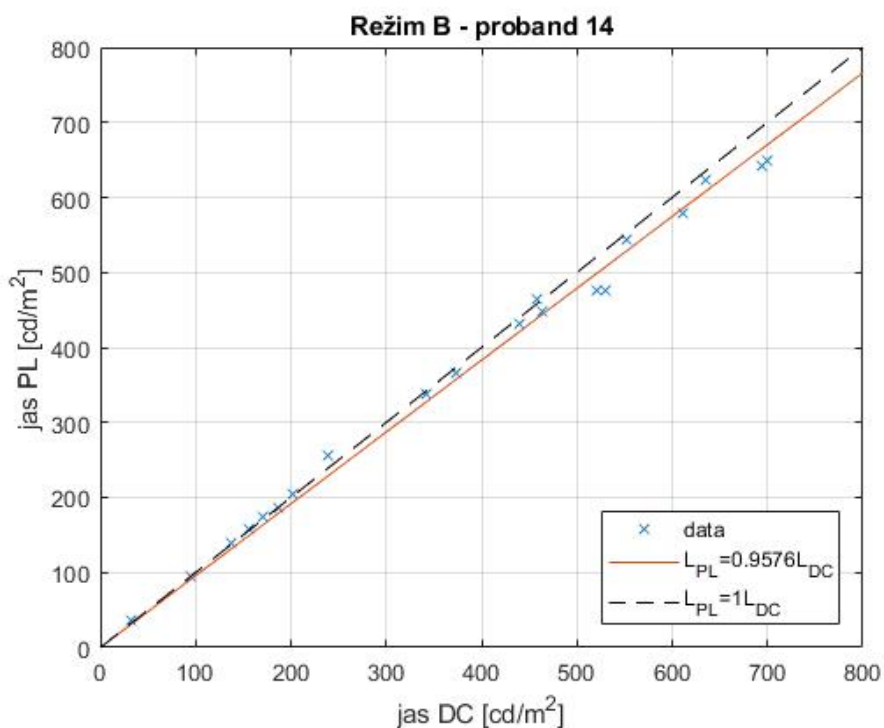
Graf 27 Režim B - proband 12

Proband 13 (graf 28) má parametr $k = 0,8742$ a p -hodnota $< 0,001$. Je zde rozdíl mezi vnímáním světla. PL je světlo je vnímáno o 14,39 % ($1/0,8742 - 1$) lépe.



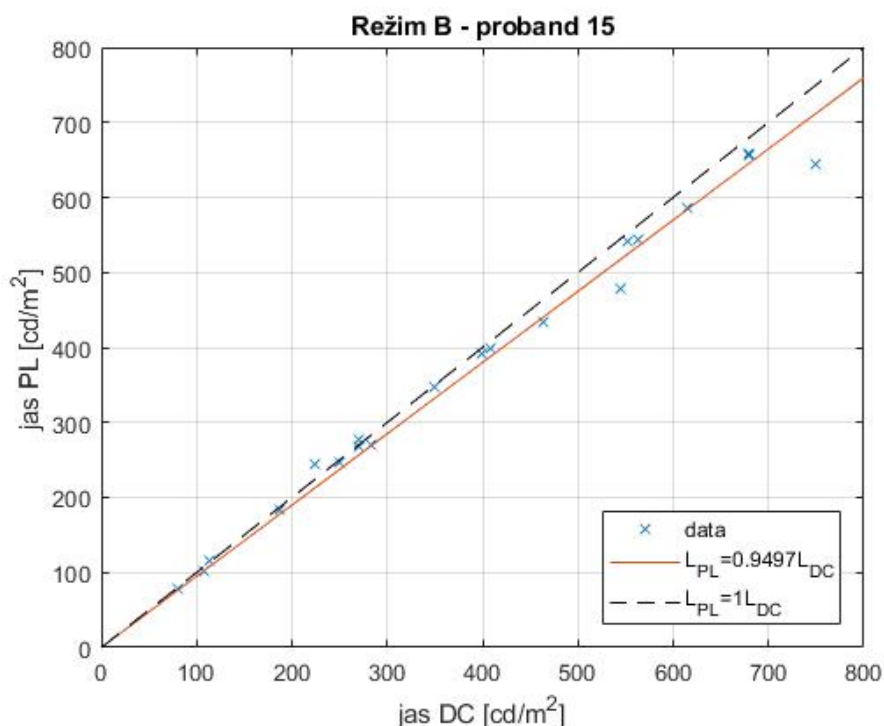
Graf 28 Režim B - proband 13

U dalšího probanda (graf 29) vyšel parametr $k = 0,9576$ a p -hodnota $< 0,001$. Zlepšení vnímání pulzujícího světla je o 4,43 % ($1/0,9576 - 1$).



Graf 29 Režim B - proband 14

U probanda 15 (graf 30) vyšly podobné hodnoty jako u předposledního probanda, p -hodnota $< 0,001$. Zlepšení vnímání pulzujícího světla je o 5,30 % ($1/0,9497-1$).



Graf 30 Režim B - proband 15

3.3.3 Shrnutí výsledků obou režimů

Nulová hypotéza byla stanovena tak, že parametr $k = 1$ neboli není rozdíl mezi vnímáním DC a PL světél. Vzhledem k teoretickým východiskům a výzkumným předpokladům pak byla stanovena hypotéza alternativní tak, že parametr $k \neq 1$ neboli je rozdíl mezi vnímáním DC a PL světél. Pokud $k < 1$ je potřeba k dosažení stejného subjektivního jasů obou světél většího skutečného jasů DC světla a naopak pro případ, že $k > 1$.

Zde je tabulka (Tabulka 2), kde je shrnutí pro režim A z hlediska parametru k a p -hodnoty. Dále je zde vypočítán 99% interval spolehlivosti.

Tabulka 2 Souhrn - režim A

ID probanda	počet N	parametr k	p-hodnota	99% interval spolehlivosti
1	19	0,7806	8,29E-09	$0,78 \pm 0,07$
2	7	0,9226	1,20E-03	$0,92 \pm 0,06$
3	5	0,8854	8,80E-02	$0,9 \pm 0,3$
4	14	0,8541	6,98E-05	$0,85 \pm 0,08$
5	15	0,8775	7,69E-06	$0,88 \pm 0,06$
6	9	0,8688	5,80E-03	$0,87 \pm 0,12$
7	12	0,8422	1,61E-05	$0,84 \pm 0,07$
8	5	0,8673	5,93E-02	$0,9 \pm 0,3$
9	2	x	x	x
10	3	0,9337	1,29E-01	$0,9 \pm 0,3$
11	4	0,7107	3,90E-03	$0,7 \pm 0,3$
12	6	0,7562	1,12E-05	$0,76 \pm 0,06$
13	9	0,8638	2,40E-03	$0,86 \pm 0,11$
14	10	0,8854	4,00E-05	$0,89 \pm 0,06$
15	4	1,0238	4,48E-02	$1,02 \pm 0,05$

Režimu A se zúčastnilo 15 probandů. Vzhledem k tomu, že v případě tohoto režimu bylo vyhodnocení provedeno pouze z hodnot, které byly probandem určeny jako mající stejný jas, nebylo možné u jednoho z probandů data vyhodnotit, jelikož proband určil za takové pokusy pouze 2 z 50 pokusů.

Rozdíl ve vnímání DC a PL světla lze považovat za významné pouze v případě, kdy p-hodnota je menší než hladina významnosti 1 %. V režimu A bylo provedeno vyhodnocení dat u 14 probandů. U desíti z nich vyšla p-hodnota menší než 0,01. Znamená to, že v těchto případech lze zamítnout H_0 a prohlásit, že na hladině významnosti 1 % byl prokázán rozdíl ve vnímání DC a PL světél. Ve všech případech vyšel parametr $k < 1$, tudíž PL světlo je vnímáno jasněji. Průměrná hodnota parametru k u těchto desíti probandů je 0,8362. PL světlo je vnímáno o 19,59 % ($1/0,8362 - 1$) lépe. Ve čtyřech případech vyšla p-hodnota $> 0,01$. V tomto případě jsme na hladině významnosti 1 % neprokázali statisticky významný rozdíl ve vnímání dvou různých režimů světél. Z hlediska intervalu spolehlivosti lze jako statisticky významný výsledek brát pouze ten, kdy 99% interval spolehlivosti nezahrnuje jedničku. Závěr z hlediska intervalu spolehlivosti samozřejmě koresponduje s výsledky na základě p-hodnoty. Avšak v jednom případě (proband 11) si lze všimnout, že p-hodnota je sice menší než hladina významnosti, ale interval spolehlivosti po zaokrouhlení sice těsně, ale může

jedničku obsahovat. V tomto případě se tedy nedá říci, že by se jednalo o statisticky vysoce významný rozdíl ve vnímání světél. Tato situace je způsobena vysokou hodnotou rozptylu parametru k , což může být dáno tím, že vyhodnocení bylo provedeno pouze z malého počtu hodnot. V tabulce jsou uvedeny počty hodnot N , které probandi vnímali jako mající stejný jas. Právě v případech, kdy nelze prokázat významný rozdíl mezi vnímáním světél je N velmi malé.

V následující tabulce (Tabulka 3) je shrnutí pro režim B z hlediska parametru k , p-hodnoty a 99% intervalu spolehlivosti.

Tabulka 3 Souhrn - režim B

ID probanda	parametr k	p-hodnota	99% interval spolehlivosti
1	0,9816	5,39E-01	$0,98 \pm 0,09$
2	0,9441	5,72E-04	$0,94 \pm 0,04$
3	1,0041	8,41E-01	$1,0 \pm 0,6$
4	1,0085	7,42E-01	$1,01 \pm 0,08$
5	0,9034	2,43E-05	$0,90 \pm 0,05$
6	0,9720	6,36E-02	$0,97 \pm 0,05$
7	0,9828	2,00E-01	$0,98 \pm 0,04$
8	0,9461	1,75E-04	$0,95 \pm 0,04$
9	0,9886	5,30E-01	$0,99 \pm 0,06$
10	0,9314	1,70E-03	$0,93 \pm 0,06$
11	0,8858	4,69E-07	$0,89 \pm 0,05$
12	1,0466	4,23E-01	$1,05 \pm 0,16$
13	0,8742	6,22E-04	$0,87 \pm 0,09$
14	0,9576	1,99E-04	$0,96 \pm 0,03$
15	0,9497	5,94E-04	$0,95 \pm 0,04$

Režimu B se zúčastnilo 15 probandů. V tomto režimu byl počet hodnot $N = 20$ u každého probanda. Vyhodnocení se provádělo ze všech hodnot.

Opět lze rozdíl ve vnímání světél považovat za významný pouze v případě, kdy p-hodnota je menší než hladina významnosti 1 %. U osmi probandů vyšla p-hodnota menší než 0,01. V tomto případě lze zamítnout H_0 a prohlásit, že se na hladině významnosti 1 % podařilo prokázat statisticky významný rozdíl mezi vnímáním DC a PL světél. K dosažení stejného subjektivního jasu obou světél je potřeba vyššího skutečného jasu DC světla. Průměrná hodnota parametru k pro tyto probandy je 0,9240. Znamená to, že PL světlo je vnímáno o 8,23 % ($1/0,9240-1$) lépe.

U zbylých sedmi probandů vyšla p -hodnota $> 0,01$, což znamená, že nezamítáme H_0 a nepodařilo se nám na 1% hladině významnosti prokázat, že by byl rozdíl ve vnímání DC a PL světél.

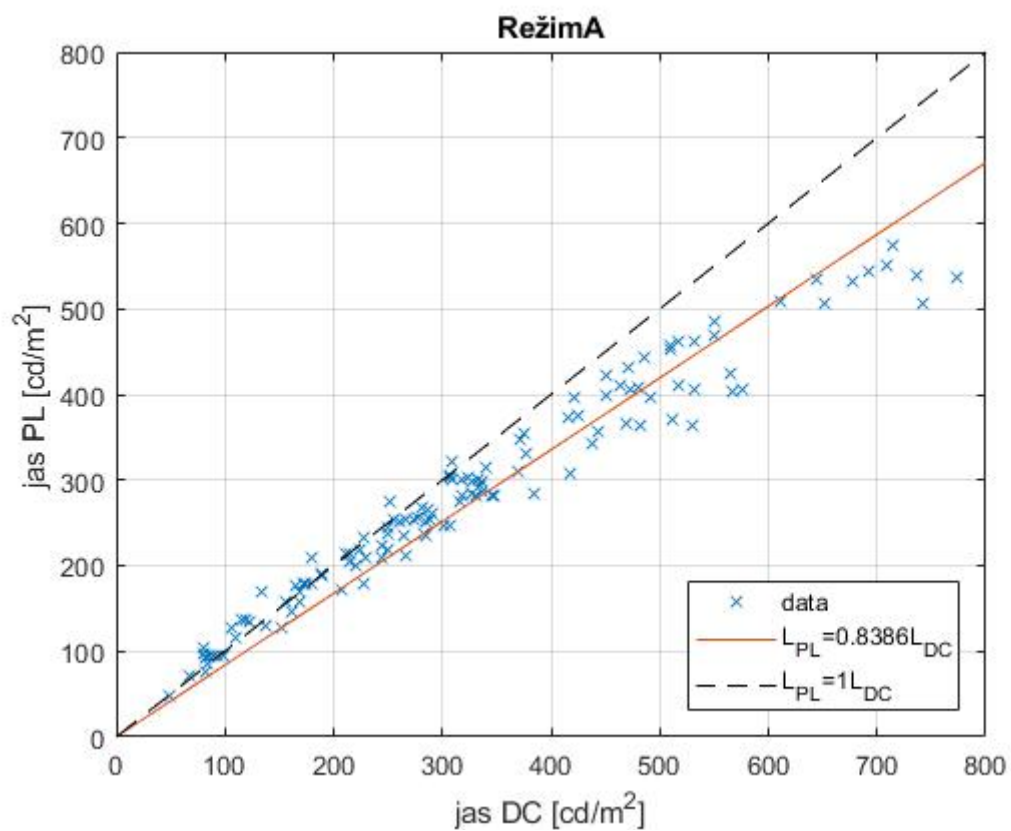
Výsledky z pohledu 99% intervalu spolehlivosti korespondují s výsledky na základě p -hodnoty. U stejných osmi probandů vyšel interval spolehlivosti nezahrnující jedničku a u zbylých sedmi probandů interval spolehlivosti zahrnuje jedničku.

3.3.4 Porovnání režimů

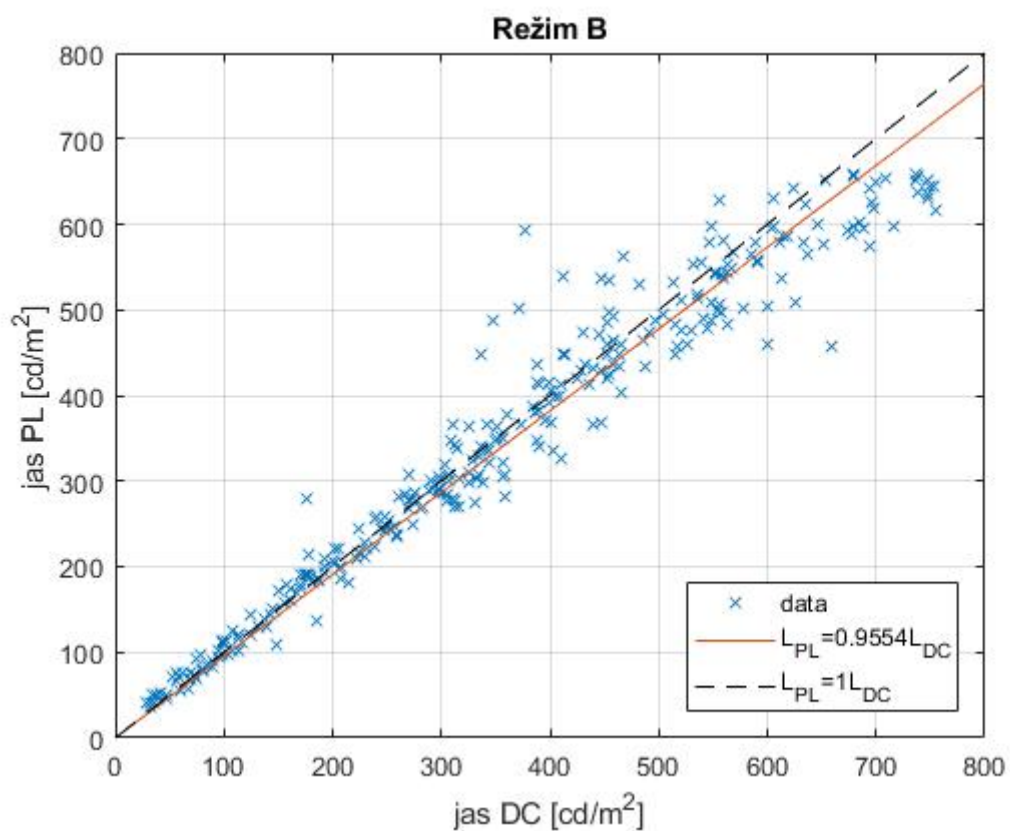
V první řadě se režimy liší hlavně způsobem, kterým jsou prováděny. U režimu A jsou obě hodnoty jasů pevně nastaveny a proband pouze volí, který ze segmentů se mu jeví jasnější, nebo zda se mu oba segmenty zdají stejně jasné. V případě druhého režimu, režimu B, je nastaven pevně pouze horní segment boxu a proband má za úkol nastavit spodní segment tak, aby měly oba segmenty stejný jas.

Z hlediska vyhodnocení dat se pak režimy liší v tom, že pro režim A jsou použity pouze hodnoty pokusů, které proband označil jako mající stejný jas. V režimu B jsou k vyhodnocení použita všechna data.

V následujících grafech jsou znázorněny závislosti mezi jasy DC a PL světél pro všechny hodnoty režimu A mající stejný subjektivní jas dohromady od všech probandů (graf 31) a pro všechny hodnoty režimu B (graf 32). V případě režimu A bylo ze všech pokusů (což je $15 \times 50 = 750$ pokusů) označeno probandy jako pokusy se stejným subjektivním jasnem pouze 124 pokusů. Z těchto hodnot byl vypočten parametr k stejným způsobem jako v případě jednotlivých probandů. Parametr k vyšel 0,8386 a p -hodnota $< 0,01$. Interval spolehlivosti je $0,84 \pm 0,03$. V režimu B bylo vyhodnoceno všech 300 pokusů. Z těchto hodnot byl opět vypočten parametr k , jehož hodnota vyšla 0,9554. P -hodnota vyšla $< 0,01$ a interval spolehlivosti je $0,955 \pm 0,017$.



Graf 31 Souhrnný graf pro režim A



Graf 32 Souhrnný graf pro režim B

V případě vyhodnocení hromadných dat pro každý režim vyšla p-hodnota v obou režimech výrazně menší než 1 %. Znamená to, že zamítáme nulovou hypotézu a podařilo se prokázat statisticky významný rozdíl mezi vnímáním DC a PL světla. Parametr k vyšel v obou případech menší než 1. Pro režim A je dosaženo zlepšení vnímání PL světla o 19,27 % ($1/0,8386-1$), kdežto pro režim B pouze o 4,67 % ($1/0,9554-1$).

V grafech si lze všimnout, že hodnoty s menší úrovní jasu jsou rozmístěny blíže přímce $k = 1$ než hodnoty o vyšším jasu. Zejména pak u režimu A se hodnoty přibližně od 310 cd/m^2 na ose x vyskytují už pouze pod úrovní čárkované přímky, která vyjadřuje poměr PL a DC světla roven 1. U režimu B jsou v grafu v okolí hodnoty přibližně 450 cd/m^2 hodnoty více odchýlené od přímky $L_{PL} = 0,9554L_{DC}$.

Z grafů je zřejmé, že v případě režimu B, kdy měl proband sám nastavovat shodnost jasů bylo dosaženo menšího zlepšení vnímání PL světla než u režimu A, kdy pouze rozhodoval z pevně nastavených dvojic úrovní jasů.

Z tabulek 2 a 3 (kap. 3.3.3) z posledních sloupečků s hodnotami 99% intervalu spolehlivosti lze říci, že v případě režimu B bylo dosaženo v průměru podstatně menších rozptylů odhadů parametru k . Znamená to, že parametr k se v případě režimu B vyskytuje s 99% pravděpodobností v oblasti s menším rozptylem od vypočteného parametru k . Průměrná hodnota rozptylu je pro režim B 0,07, kdežto pro režim A 0,14.

3.4 Analýza výzkumných cílů, předpokladů a hypotéz

Cílem výzkumné části bylo ověření TB zákona pro rychle pulzující světlo s velmi rychlou náběžnou hranou. Výzkumným předpokladem bylo, že TB zákon pro takové světelné zdroje neplatí, respektive, že je rozdíl ve vnímání jasů pulzujícího a stálého světla. Na tomto základě byla stanovena nulová hypotéza H_0 a alternativní hypotéza H_1 :

H_0 : $k = 1$ (člověk vnímá DC a PL světlo stejně)

H_1 : $k \neq 1$ (je rozdíl mezi vnímáním DC a PL světla)

Z hlediska výsledků pro jednotlivé probandy pro oba režimy je stanovený výzkumný předpoklad v souladu s výsledky v 18 případech z celkových 29. Ve zbylých 11 případech nebylo možné zamítnout H_0 , tudíž nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi vnímáním obou režimů světla.

Z hlediska souhrnných výsledků, kdy byla data zpracována dohromady, avšak pro každý režim provádění experimentu zvlášť, je výzkumný předpoklad v souladu s výsledky experimentu. V obou případech, jak v režimu A, tak v režimu B, bylo možné zamítnout H_0 a tudíž přijmout H_1 , kdy ve všech případech se jednalo o situaci, kdy $k < 1$, z čehož vyplývá, že člověk vnímá pulzující světlo jasněji než stálé světlo. Na základě těchto výsledků lze říci, že lidské vnímání rychle pulzujícího světla s velmi rychlou náběžnou hranou je ovlivněno Broca–Sulzer efektem a TB zákon neplatí.

4 Diskuze

Ve studii z roku 2012 [32] byl zkoumán hlavně vliv zvolení střidy při frekvenci pulzujícího světla 100 Hz. Závěrem bylo zjištění, že čím menší střída, tím větší bylo zlepšení vnímání PL světla. V experimentu zvolili jako nejmenší střidu 20 % a pulzující světlo bylo vnímáno o 13 % lépe než stálé světlo. Experiment byl prováděn metodou, která odpovídá v této diplomové práci režimu A. V našem případě se jednalo o střidu 25 % a pro režim A bylo dosaženo lepšího vnímání PL světla v průměru o 19 %. V dalších experimentech [33, 38], kde byl zvolen režim A došlo ke zlepšení vnímání PL světla o 5 % při střídě 10 % a frekvenci 60 Hz a ve druhé studii o 12–15 %.

Režim B byl použit ve studii z roku 2014 [39], kdy bylo zjištěno, že efekt zlepšení vnímání pulzujícího světla záleží na nejen na střídě, ale také na změně spektra LED diod, neboli na barvě (zkoumali červené a zelené LED diody). Největšího zlepšení vnímání PL světla (o 17%) bylo dosaženo pro střidu 20 % pro červené LED diody. Lepšího vnímání PL světla bylo v této práci v případě režimu B dosaženo u osmi probandů z 15 v rozmezí přibližně 4–14 % pro střidu 25 Hz a bílé LED diody. Průměrná hodnota byla okolo 8 %. Pro hromadná data dokonce přibližně pouze 5 %.

Výsledky experimentů, které byly prováděny se liší. Jako příčinu shledávám použití různých přístupů, které v této práci byly porovnány v kap. 3.3.4. Ke zpracování byla většinou použita metoda OLS, kdežto v tomto případě bylo využito metody TLS. Experiment byl prováděn za odlišných podmínek. V předešlých výzkumech byly experimenty prováděny v temných místnostech, kdežto v našem případě byla zvolena osvětlená místnost, a to z toho důvodu, že pro lepší rozeznávání dvou osvětlených ploch je vhodné, aby adaptační jas nebyl tak odlišný (viz. kap. 2.2.3). Dále jsou zkoumány různé hodnoty střidy, v experimentech je shodně uváděno, že s rostoucí střidou je dosahováno menšího efektu lepšího vnímání PL světla, avšak pro nižší hodnoty střidy (5–25 Hz) jsou výsledky různé. Dalším vhodným navázáním na tuto práci by bylo ověření TB zákona z hlediska změny spekter.

5 Návrh doporučení pro praxi

Tato diplomová práce se zabývá problematikou vnímání jasu člověkem. Výstup práce není určen do klinické praxe, nýbrž slouží k lepšímu porozumění vnímání světla lidským okem. V této kapitole bych ráda uvedla návrh doporučení technického provedení experimentu a experimentálního zařízení.

Jak je zmíněno v teoretické části (kap. 2.3.3) úsudek probanda při vnímání jasu světla může být ovlivněn posunem barvy v důsledku různých provozních podmínek. V případě použití jedné LED v pulzním režimu je špičkový proud příliš velký, což může způsobit posun barvy. Z tohoto důvodu je při střídě 25 % použito čtyřikrát více LED diod pro pulzující režim než pro stálý režim. Pro pulzující režim je použit plný pásek úseků s LED diodami. Pro režim se stálým světlem je použit pásek, který má LED diody pouze na každém čtvrtém úseku. Toto nesouvislé osvětlení je však skrz difúzní sklo viditelné a po obvodu segmentu se stálým světlem jsou vidět jasnější body, které narušují jednotnost posuzovaných jasů. Řešením tohoto problému by mohlo spočívat v použití jiného difúzního materiálu či v použití plných LED pásků i pro stálé světlo. Pro vyloučení posunu barvy pulzující režim světla by mělo být změřeno spektrum LED diod pro různé úrovně jasu.

Sklo, které bylo použito jako difuzor světla má lesklý povrch. Pro navazující výzkumy doporučuji použít matný povrch, ve kterém se nebude odrážet pozadí naproti boxu, což může ovlivňovat úsudky testovaných subjektů.

6 Závěr

Tato diplomová práce byla koncipována jako teoreticko-empirická. Zabývá se problematikou spojenou s vnímáním jasu světla lidským okem. V teoretické části byly popsány anatomické a fyzikální základy v souvislosti s danou problematikou. Další kapitoly teoretické části byly věnovány vnímání pulzujícího světla a flickeru. V poslední kapitole byla provedena rešerše z dosavadních poznatků této problematiky.

Ve výzkumné části práce byl popsán provedený experiment, metodika výzkumu a analýza výzkumných dat. Cílem práce bylo ověřit Talbot–Plateauův zákon pro rychle pulzující světlo s velmi rychlou náběžnou hranou, které bylo generováno pomocí LED diod. Výzkumným předpokladem bylo tvrzení, že v případě světelných zdrojů s rychlou náběžnou a sestupnou hranou Talbot–Plateauův zákon neplatí, resp. člověk vnímá pulzující světlo jasněji.

Analýza dat spočívala ve zpracování jednotlivých měření od každého testovaného subjektu. Dále byla provedena shrnutí výsledků a porovnání dvou použitých režimů při provádění experimentu. Výsledky byly odlišné v závislosti na použitém režimu. Považuji tedy za významné zvolení metody experimentu. Jako vhodnější režim bych označila režim B a to z důvodu využití všech dat při zpracování a menší časové náročnosti oproti režimu A, kdy pro zpracování jsou využita jen data z pokusů, které byly probandem označeny jako shodné, tudíž je nutné zvolit větší počet pokusů. Dalším důvodem je menší rozptyl odhadu parametru k přímky $L_{PL} = kL_{DC}$.

Z hlediska jednotlivých probandů byl stanovený výzkumný předpoklad v souladu s výsledky ve více než polovině případů. Z hlediska souhrnných výsledků, kdy byla data od všech probandů pro každý režim zpracována dohromady, byl výzkumný předpoklad v souladu s výsledky v obou případech režimů. Ze souhrnných grafů (graf 31, 32) lze říci, že efekt lepšího vnímání pulzujícího světla závisí na úrovni jasu světla, kdy pro nízké hodnoty je efekt minimální a s rostoucím jasnem se zvyšuje.

Diplomová práce byla pojata jako pilotní studie. Bylo by vhodné na tuto práci navázat dalšími výzkumy, ať už z hlediska vnímání jasu při různých střídacích a frekvencích světla nebo z hlediska zorného pole, resp. vnímání jasu v periferním zorném poli, pomocí tyčinek.

Seznam použité literatury

- [1] ŠIKL, Radovan. *Zrakové vnímání*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3029-5.
- [2] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3918-2.
- [3] KÁCOVSKÝ, Petr. *Experimenty se systémem Vernier: Fotometrické veličiny* [online]. [Cit. 2017-12-02] Dostupné z: http://fyzweb.cz/materialy/kacovsky/fotometricke_veliciny.pdf
- [4] REICHL, J. a M. VSETICKA. *Fotometrické veličiny. Encyklopedie fyziky* [online]. [cit. 2017-12-30]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/535-fotometricke-veliciny/>
- [5] PALEČKOVÁ, Alena. *Praktické problémy pupilometrie*. Praha, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky. Dostupné také z: <https://cyber.felk.cvut.cz/theses/papers/336.pdf>
- [6] *Why does the human eye see more shades of green than any other colour?* [online]. Quora, [cit. 2018-06-19]. Dostupné z: <https://www.quora.com/Why-does-the-human-eye-see-more-shades-of-green-than-any-other-colour>
- [7] HABEL, Jiří. *Světlo a osvětlování*. Praha: FCC Public, 2013. 624 s. ISBN 978-80-86534-21-3.
- [8] HERŮFKOVÁ, Šárka. *Adaptace, její měření, vliv patologie na kvalitu života jedince*. Brno, 2012. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, Katedra optometrie a ortoptiky. Dostupné také z: https://is.muni.cz/th/z6obw/Adaptace__jeji_mereni__vliv_patologie_na_kvalitu_zivota_jedince.pdf
- [9] PALKOVIČOVÁ, Anna. *Význam kontrastnej citlivosti v dignostike očných ochorení*. Brno, 2009. Diplomová práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, Katedra optometrie a ortoptiky. Dostupné také z: https://is.muni.cz/th/142501/lf_m/DIPLOMOVA_PRACA_-_text_yrifi.pdf

- [10] VENTRUBA, Jakub. Kontrastní citlivost, testování a příčiny jejího snížení. *Česká oční optika*. 2008, 49(1), 70–71. ISSN 1211–233X. Dostupné také z: http://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci_2008_01.pdf
- [11] KOLÁŘ, Petr a spol. *Věkem podmíněná makulární degenerace*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2605-2.
- [12] KUČHYŇKA, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [13] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. *Fyziologie oka a vidění*. 2. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2.
- [14] MRÁZIKOVÁ, Eva. *Citlivost na kontrast - principy a způsoby měření*. Brno, 2009. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta. Dostupné také z: <http://docplayer.cz/12981177-Citlivost-na-kontrast-principy-a-zpusoby-mereni.html>
- [15] KALLONIATIS, Michael a Charles LUU. Visual acuity. *Webvision: The Organization of the Retina and Visual System* [online]. [Cit. 2018-03-19]. Dostupné z: <http://webvision.med.utah.edu/book/part-viii-gabac-receptors/visual-acuity/>
- [16] JANOUŠKOVÁ, Petra. *Kontrastní citlivost – metodika vyšetření, hodnocení získaných dat*. Brno, 2015. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta. Dostupné také z: https://is.muni.cz/th/q7xbq/Kontrastni_citlivost.pdf
- [17] Optometrie (2. LF UK). STUDENTI 2. LF UK. *Wikiskripta* [online]. [Cit. 2018-01-11]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Optometrie_\(2._LF_UK\)#Zrakov.C3.A1_ostrost](https://www.wikiskripta.eu/w/Optometrie_(2._LF_UK)#Zrakov.C3.A1_ostrost)
- [18] KŘÍŽ, Pavel. *Zraková ostrost*. Brno, 2007. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta. Katedra optometrie a ortoptiky.
- [19] PULČÁKOVÁ, Tereza. *Měření zrakové ostrosti pomocí aplikace vizmeter*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta, Katedra optiky. Dostupné také z: https://theses.cz/id/ubtsqg/Bakalsk_prce_Pulkov.pdf

- [20] MRÁZIKOVÁ, Eva. *Porovnání metod vyšetření barvocitu*. Brno, 2011. Diplomová práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, Katedra optometrie a ortoptiky. Dostupné také z: https://is.muni.cz/th/i09ya/diplomova_prace.pdf
- [21] PRUDILOVÁ, Vendula. *Poruchy barvocitu a jejich vyšetřování*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, Katedra optometrie a ortoptiky. Dostupné také z: https://is.muni.cz/th/c6gp8/bakalarska_prace_1.pdf
- [22] EISEN-ENOSH, Auria et. al. Evaluation of Critical Flicker-Fusion Frequency Measurement Methods for the Investigation of Visual Temporal Resolution. *Scientific Reports* [online]. 2017, 7(15621), [cit. 2018-05-01]. ISSN 2045-2322. DOI:10.1038/s41598-017-15034-z. Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/s41598-017-15034-z>
- [23] Solid-state lighting technology fact sheet: Flicker. *U.S. Department of Energy: Energy Efficiency and Renewable Energy* [online]. [Cit. 2018-01-25]. Dostupné z: https://www1.eere.energy.gov/buildings/publications/pdfs/ssl/flicker_fact-sheet.pdf
- [24] LEHMAN, B., M. POPLAWSKI a H. WOLFMAN. IEEE Recommended Practices for Modulating Current in High-Brightness LEDs for Mitigating Health Risks to Viewers. *The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.* [online]. [Cit. 2018-01-25]. Dostupné z: http://www.bio-licht.org/02_resources/info_ieee_2015_standards-1789.pdf
- [25] LEHMAN, Brad a Naomi J. MILLER. Flicker: Understanding the New IEEE Recommended Practice. *U.S. Department of Energy: Energy Efficiency and Renewable Energy* [online]. [Cit. 2018-02-08]. Dostupné z: https://www.energy.gov/sites/prod/files/2015/05/f22/miller%20Blehman_flicker_lightfair2015.pdf
- [26] ČSN EN 61000-4-15 ed. 2 (333432). *Elektromagnetická kompatibilita (EMC) - Část 4-15: Zkušební a měřicí technika - Flikrmetr - Specifikace funkce a dimenzování*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2011.
- [27] Technical report IEC TR 61547-1:2017. *Equipment for general lighting purposes - EMC immunity requirements - Part 1: An objective light flickermeter and voltage fluctuation immunity test method*. ISBN 978-2-8322-4904-8

- [28] KUKAČKA, Leoš. *Power Quality in DC Supplied Grids: Application to Lighting Networks*. Liberec, Toulouse, 2017. Disertační práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií, Univerzita Toulouse.
- [29] KALLONIATIS, Michael a Charles LUU. Temporal Resolution. *Webvision: The Organization of the Retina and Visual System* [online]. [Cit. 2018-02-08]. Dostupné z: <http://webvision.med.utah.edu/book/part-viii-gabac-receptors/temporal-resolution/>
- [30] FAN, S., et. al. *Influence of pulse width on luminous efficiency for a two-degree field*. *Lighting Research and Technology*. 2016, 0:1-13. ISSN 1477-1535.
- [31] WALKER, James T. Brightness enhancement and the Talbot level in stationary gratings. *Perception & Psychophysics* [online]. 1978, 23(4), 356–359 [cit. 2018-04-15]. ISSN 0031-5117, 1532-5962. Dostupné z: doi:10.3758/BF03199722
- [32] XIN, Gu et. al. Pulse modulation effect of light-emitting diodes on human perception enhancement. *Optical Engineering*. 2012, 51(7), 073608. ISSN 0091-3286.
- [33] KUKACKA, Leos et. al. Broca-Sulzer Effect Detection over Critical Fusion Frequency for Pulse Operated White LEDs with Varied Pulse Shape. *International Symposium on Science and Technology of Lighting*. 2016.
- [34] JINNO, Masafumi et. al. Beyond the Physical Limit: Energy Saving Lighting and Illumination by Using Repetitive Intense and Fast Pulsed Light Sources and the Effect on Human Eyes. *Journal of Light & Visual Environment*. 2008, 32(2), 170-176. ISSN 1349-8398.
- [35] JINNO, Masafumi et. al. Effective Illumination Omprovement of a Light Source by Using Pulse Modulation and Its Psychophysical Effect on the Human Eye. *Journal of Light & Visual Environment*. 2008, 32(2), 111-119. ISSN 1349-8398.
- [36] FRYC, Irena et. al. Experiment on visual perception of pulsed LED lighting - can it save energy for lighting? *Conference: CIE 2010 "Lighting Quality and Energy Efficiency"*. 2010.
- [37] MOTOMURA, Hideki et. Al. Evaluation of vision perception enhancement effect by pulsed operation of Leds. *The 14th International Symposium on Science and Technology of Lighting*. 2014.

- [38] LASSFOLK, C. et. al. Brightness enhancement by pulsed operation of LEDs. *International Symposium on Science and Technology of Lighting*. 2016.
- [39] SHENGLONG, Fan et. al. Human perception on pulsed red and green lights. *Optical Engineering*. 2014, 53(6), 065105. ISSN 0091-3286.
- [40] KUKAČKA, Leoš et al. On correct evaluation techniques of brightness enhancement effect measurement data. *Optical Engineering*. 2017, 56(11), 114103. ISSN 0091-3286.
- [41] Display Color Analyzer CA-210. *Konica Minolta* [online]. [Cit. 2018-03-23]. Dostupné z: http://sensing.konicaminolta.com.br/products/ca-210-color-analyzer/support/_Discontinued_CA_210ColorAnalyzer_Manual.pdf
- [42] CA-210 LCD Color Analyzer [online obrázek]. In: *Scientec: The solution to your measurements* [online]. [Cit. 2018-03-23]. Dostupné z: http://www.scientec.fr/contenu_en.php?cat=konica_minolta&sub=CA210
- [43] MILDE, David. *Lineární regrese* [online]. [Cit 2018-06-24]. Dostupné z: <http://ach.upol.cz/user-files/intranet/10-linearniregrese-pdf-1321473895.pdf>
- [44] Total Least Squares. Duke University. *People.duke.edu* [online]. [Cit. 2018-03-25]. Dostupné z: <http://people.duke.edu/~hpgavin/SystemID/CourseNotes/TotalLeastSquares.pdf>
- [45] How to perform orthogonal regression (total least squares) via PCA? *Stack Exchange* [online]. [Cit. 2018-04-02]. Dostupné z: <https://stats.stackexchange.com/questions/13152/how-to-perform-orthogonal-regression-total-least-squares-via-pca>

Seznam obrázků

Obr. 1 Rozmístění fotoreceptorů na sítnici [1].....	20
Obr. 2 Spektrální citlivost fotoreceptorů [6].....	21
Obr. 3 Prostorová frekvence. 1 c/st (a), 2 c/st (b). [15].....	24
Obr. 4 Přehledové schéma veličin flickeru [28].....	31
Obr. 5 Zobrazení veličin pro výpočet FP a FI [23].....	32
Obr. 6 Schémata provozních průběhů pro (a) DC, jedna LED, (b) PL, jedna LED, (c) PL, více LED [37].....	35
Obr. 7 Box pro vnímání jasu (a), box pokrytý difúzním sklem (b).....	38
Obr. 8 Elektronika k ovládání LED diod.....	39
Obr. 9 Blokové schéma.....	39
Obr. 10 Spektrum LED diod.....	40
Obr. 11 Přístroj Display colour analyzer CA-210 se snímací sondou [42].....	41
Obr. 12 Kalibrace boxu.....	41
Obr. 13 Schéma experimentu.....	44
Obr. 14 Rozdíl mezi OLS a TLS [45].....	47

Seznam tabulek

Tabulka 1 Hodnoty parametrů k a q , testovacích kritérií a kritických hodnot.....	43
Tabulka 2 Souhrn - režim A.....	66
Tabulka 3 Souhrn - režim B.....	67

Seznam grafů

Graf 1 Křivka kontrastní citlivosti [14].....	25
Graf 2 Režim A - proband 1.....	50
Graf 3 Režim A - proband 2.....	50
Graf 4 Režim A - proband 3.....	51
Graf 5 Režim A - proband 4.....	51
Graf 6 Režim A - proband 5.....	52

Graf 7 Režim A - proband 6.....	52
Graf 8 Režim A - proband 7.....	53
Graf 9 Režim A - proband 8.....	53
Graf 10 Režim A - proband 10.....	54
Graf 11 Režim A - proband 11.....	55
Graf 12 Režim A - proband 12.....	55
Graf 13 Režim A - proband 13.....	56
Graf 14 Režim A - proband 14.....	56
Graf 15 Režim A - proband 15.....	57
Graf 16 Režim B - proband 1.....	58
Graf 17 Režim B - proband 2.....	58
Graf 18 Režim B - proband 3.....	59
Graf 19 Režim B - proband 4.....	59
Graf 20 Režim B - proband 5.....	60
Graf 21 Režim B - proband 6.....	60
Graf 22 Režim B - proband 7.....	61
Graf 23 Režim B - proband 8.....	61
Graf 24 Režim B - proband 9.....	62
Graf 25 Režim B - proband 10.....	62
Graf 26 Režim B - proband 11.....	63
Graf 27 Režim B - proband 12.....	63
Graf 28 Režim B - proband 13.....	64
Graf 29 Režim B - proband 14.....	64
Graf 30 Režim B - proband 15.....	65
Graf 31 Souhrnný graf pro režim A.....	69
Graf 32 Souhrnný graf pro režim B.....	69

Seznam příloh

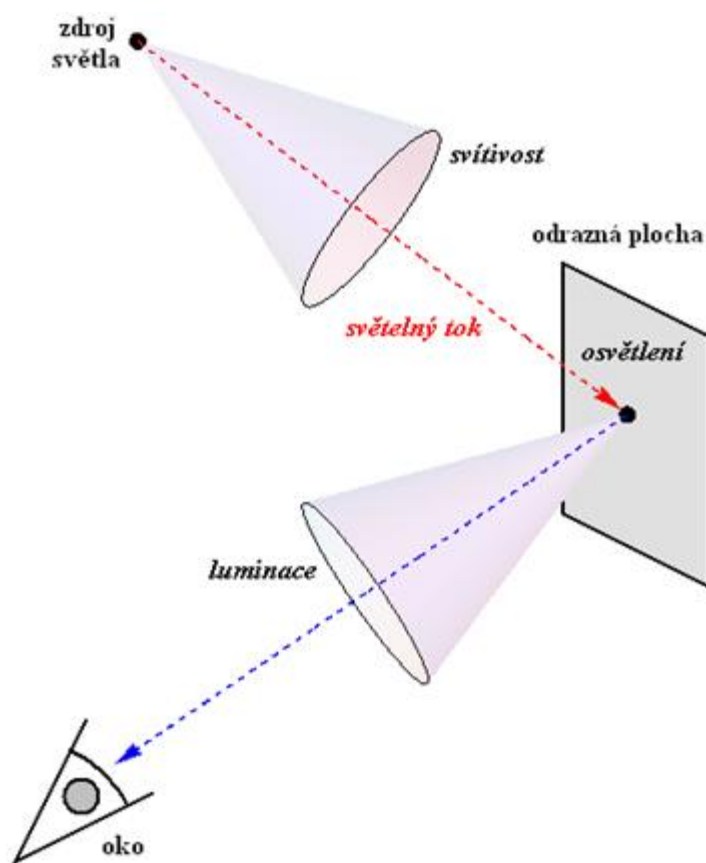
Příloha A Vztah fotometrických veličin

Příloha B Grafy s kalibračními daty

Příloha C Dotazník probandů

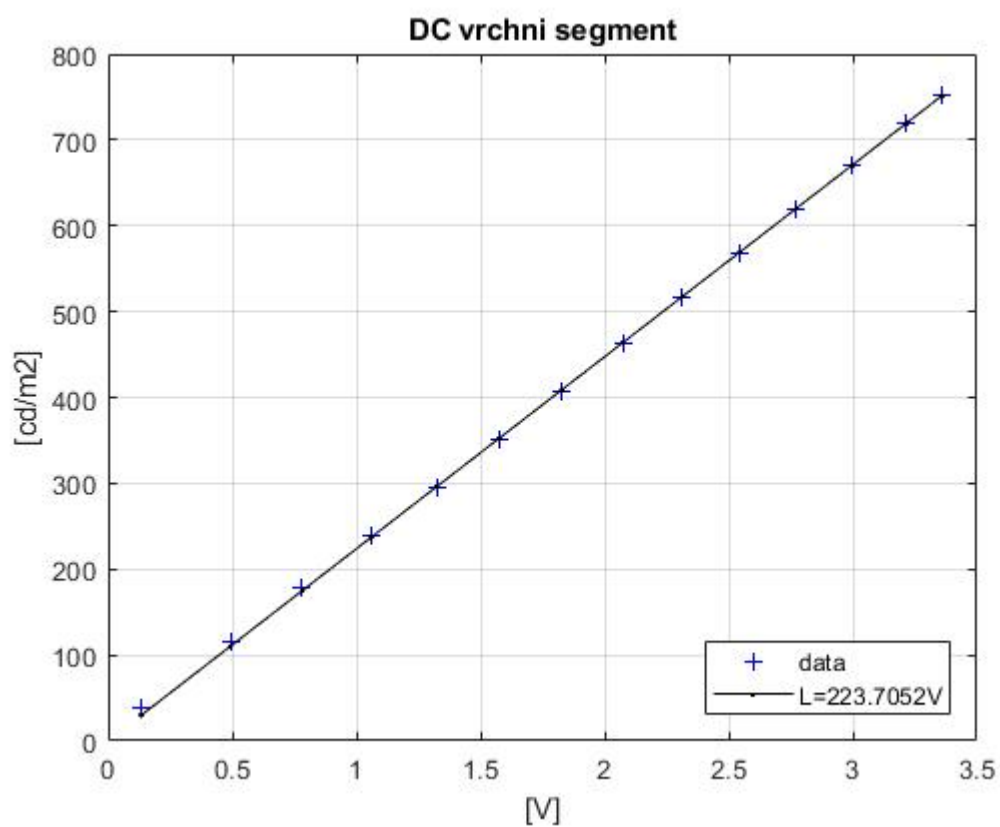
Příloha D Tabulka probandů

Příloha A Vztah fotometrických veličin

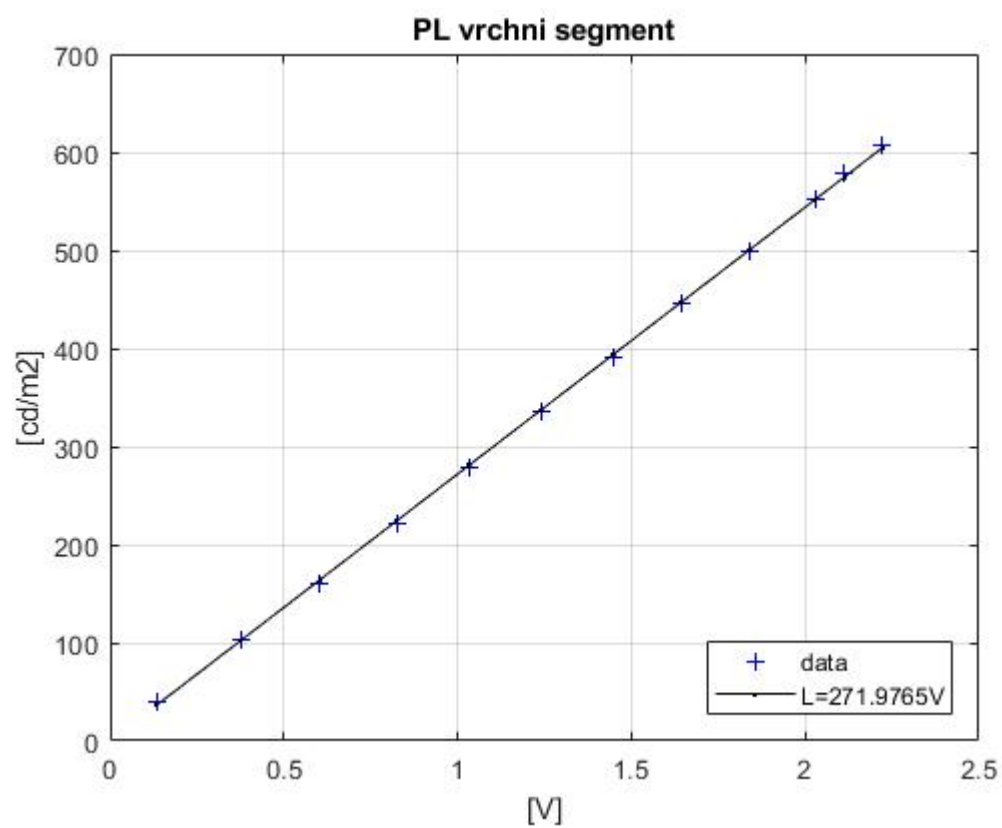


Obr. 1 Vztah mezi fotometrickými veličinami [4]

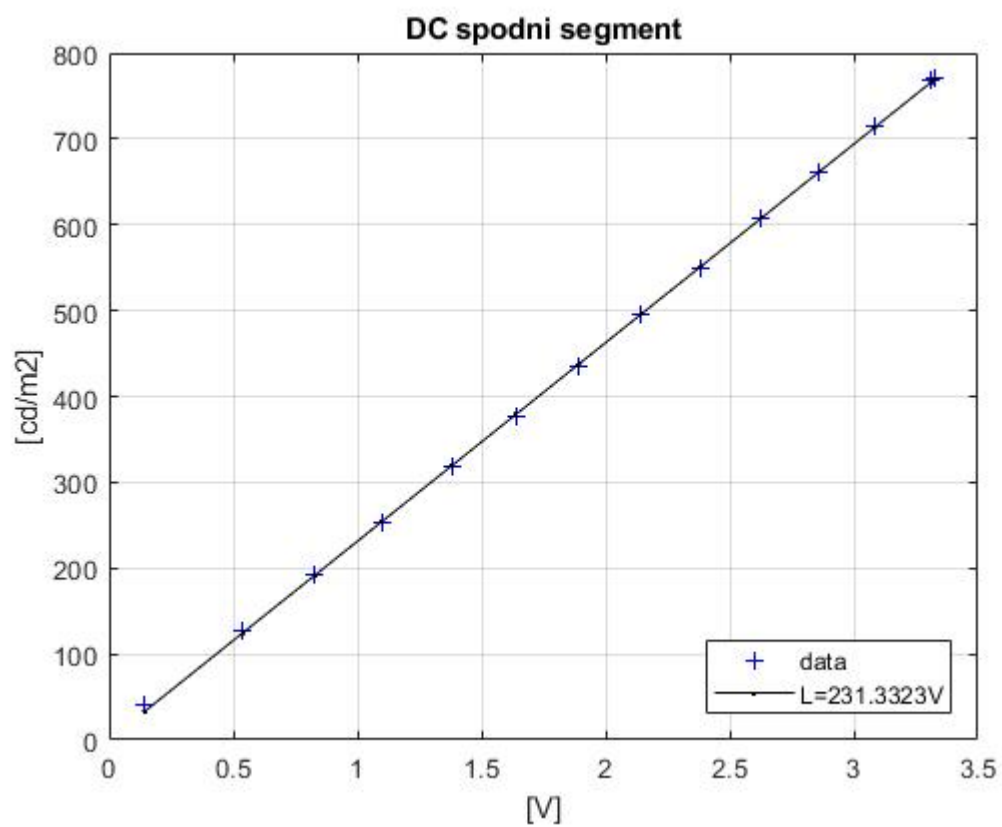
Příloha B Grafy s kalibračními daty



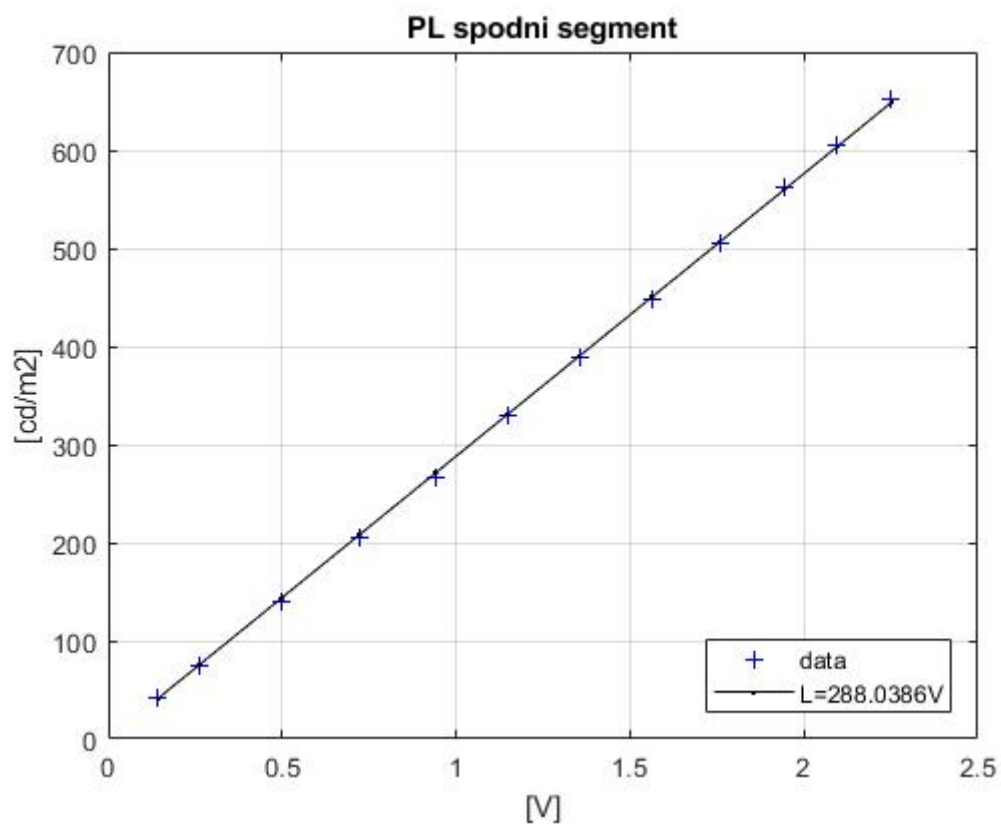
Obr. 1 Kalibrace pro vrchní segment boxu režim DC



Obr. 2 Kalibrace pro vrchní segment boxu režim PL



Obr. 3 Kalibrace pro spodní segment boxu režim DC



Obr. 4 Kalibrace pro spodní segment boxu režim PL

Příloha C Dotazník probandů

Osobní dotazník s informovaným souhlasem pro potřeby výzkumné
části diplomové práce s názvem
Vnímání jasu rychle pulzujícího světla člověkem

Přidělené ID probanda: _____

Poučení: Veškeré uvedené informace budou použity pouze pro potřeby této studie. Vaše osobní údaje budou uvedeny pouze prostřednictvím přiděleného ID (identifikačního) čísla.

Vyplňte, prosím, následující údaje:

Věk: _____

Pohlaví: ☐ žena ☐ muž

Oční vady/nemoci: ☐ žádné

Nosím brýle / kontaktní čočky: ☐ ano ☐ ne

Prodělané oční operace/úrazy: ☐ žádné

Zraková ostrost: ☐ v normě ☐ korigovaná v normě

Kontrastní citlivost: ☐ v normě

Barvocit: ☐ v normě

Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem veškeré údaje vyplnil/a pravdivě a rozumím poučení v úvodu dotazníku. Byl/a jsem seznámen/a s průběhem experimentu a veškerými riziky. Souhlasím s mou účastí ve výzkumu. Moje účast ve výzkumu je dobrovolná.

Místo, datum

Podpis probanda

Příloha D Tabulka probandů

ID probanda	věk	pohlaví	oční vady	Korekce (brýle/KČ)	prodělané oční operace	zraková ostrost	kontrastní citlivost	barvocit
1	25	muž	žádné	ne	žádné	v normě	v normě	vyhovující
2	22	žena	žádné	ne	žádné	v normě	v normě	vyhovující
3	26	muž	dalekozrakost/slabý astigmatismus	ano	žádné	korigovaná v normě	v normě	vyhovující
4	24	žena	krátkozrakost	ano (KČ)	žádné	korigovaná v normě	v normě	vyhovující
5	30	muž	krátkozrakost	ano (brýle)	žádné	korigovaná v normě	v normě	vyhovující
6	23	žena	krátkozrakost	ano (KČ)	žádné	korigovaná v normě	v normě	vyhovující
7	23	žena	krátkozrakost	ano (KČ)	žádné	korigovaná v normě	v normě	vyhovující
8	22	žena	krátkozrakost	ano (brýle)	žádné	korigovaná v normě	v normě	vyhovující
9	26	žena	žádné	ne	žádné	v normě	v normě	vyhovující
10	28	muž	žádné	ne	žádné	v normě	v normě	vyhovující
11	24	žena	žádné	ne	žádné	v normě	v normě	vyhovující
12	24	muž	žádné	ne	žádné	v normě	v normě	vyhovující
13	19	žena	žádné	ne	žádné	v normě	v normě	vyhovující
14	24	muž	žádné	ne	žádné	v normě	v normě	vyhovující
15	24	žena	krátkozrakost	brýle	žádné	korigovaná v normě	v normě	vyhovující