

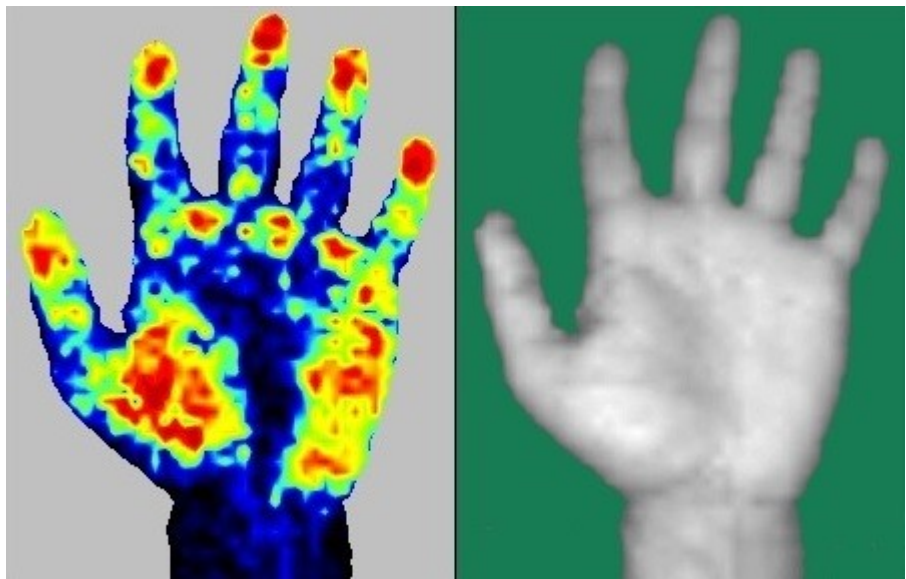
VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Vliv a korekce světelných podmínek na zobrazování
krevní perfuze laserovou dopplerometrií**

**The Influence of Light Conditions upon Laser
Doppler Blood Perfusion Imaging
and Its Compensation**

2013

Bc. Jiří Moravec



Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jiří Moravec**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Vliv a korekce světelných podmínek na zobrazování krevní perfuze laserovou dopplerometrií**
The Influence of Light Conditions upon Laser Doppler Blood Perfusion Imaging and Its Compensation

Zásady pro vypracování:

Cílem práce bude teoretické a experimentální zkoumání a objektivní posouzení vlivu ambientního osvětlení na spolehlivost měření perfuzních map metodou laserové dopplerometrie s využitím přístroje PeriScan PIM 3.

Body zadání:

1. Seznámení se s obecnou problematikou laserdopplerovské velocimetrie a zobrazování krevní perfuze (LDPI) a s rušivým vlivem ambientního osvětlení na tento typ zobrazování.
2. Seznámení se s LDPI klinickým přístrojem PeriScan PIM 3 firmy Perimed.
3. Návrh a realizace série experimentů, v nichž bude posouzen vliv ambientního osvětlení na přesnost, reprodukovatelnost a komparabilitu skenování map krevní perfuze.
4. Aplikovatelným výstupem práce bude soubor doporučení a korekčních postupů, jenž by zaručil standardizaci, spolehlivost a komparabilitu měření krevní perfuze v klinické praxi.
5. Testování navrženého řešení v klinické praxi a zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] DOWSETT, David J., Patrick A. KENNY a Eugene R. JOHNSTON. *The Physics of Diagnostic Imaging*. 2nd ed. New York: Distributed in the USA by Oxford University Press, c2006. xii, 725 s. ISBN 0-340-80891-8. Dostupné také z: <http://www.hoddereducation.com/>.
- [2] SWEDEN. PERIMED. *Perimed Instruments*[online]. c2012 [cit. 2012-10-30]. Dostupné z: <http://www.perimed-instruments.com/>.
- [3] SWEDEN. PERIMED. *PeriScan PIM3 System – Extended User Manual*[online]. c2008-2012. [cit.2012-10-30]. Dostupné z : <http://www.perimed-instruments.com/instruments/blood-perfusion-imagers/periscan-pim-3-system>.
- [4] SWEDEN. PERIMED. *Objective Burn Evaluation: Assessment of Burn Wound Depth Using Blood Perfusion Imaging*[online]. c2012 [cit. 2012-10-30]. Dostupné z: <http://www.perimed-instruments.com/>.
- [5] SALEH, Baaha E. a Malvin C. TEICH. *Základy fotoniky:Svazek 3*. 1. vyd. Praha: MATFYZPRESS, 1995, 778 s. ISBN 80-85863-05-7.
- [6] KUBLI, Sandrine, Bernard WAEBER, Anne DALLE-AVE a François FEIHL. Reproducibility of laser Doppler imaging of skin blood flow as a tool to assess endothelial function. *Journal Cardiovasc. Pharmacol.* 2000, 36(5), s. 640–648. ISSN 0160-2446. Dostupné Z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11065225>.
- [7] SVELTO, Orazio. *Principles of Lasers*. 5th ed. New York: Springer, 2009. xxi, 620 s.

ISBN 978-1-4419-1301-2. Dostupné z: <http://springeronline.com/>.

[8] CSELE, Mark. *Fundamentals of light sources and lasers*. Hoboken, N.J.: J. Wiley, c2004. xvi, 344 s.

ISBN 0-471-47660-9. Dostupné také z:

http://optdesign.narod.ru/book/Fundamental_light_source_and_lasers.pdf.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Iveta Bryjová**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry

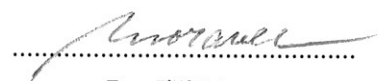


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě dne 7.5.2013



Bc. Jiří Moravec

Poděkování

Rád bych vyjádřil upřímné poděkování paní Ing. Ivetě Bryjové, vedoucí mé diplomové práce, za odborné vedení, náměty a podnětné připomínky při vytváření této práce. Dále chci poděkovat MUDr. Jiřímu Štětinskému za umožnění měření na přístroji PeriScan PIM 3 na Popáleninovém centru Fakultní nemocnice Ostrava a za odborné vedení při práci s přístrojem. Chci poděkovat RNDr. Stanislavu Hledíkovi, Ph.D. za odborné konzultace při realizaci experimentálních měření a náměty k technické stránce řešení diplomové práce.

Dále bych rád opět poděkoval mé rodině a přítelkyni za vytrvalou podporu při vytváření mé diplomové práce.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce bude teoretické a experimentální zkoumání a objektivní posouzení vlivu ambientního osvětlení na spolehlivost měření perfuzních map metodou laserové dopplerometrie za využití přístroje PeriScan PIM 3 System od švédské firmy Perimed AB. Aplikovatelným přínosem práce bude soubor doporučení pro standardizaci, zlepšení spolehlivosti a kompatibility měření krevní perfuze v klinické praxi. Zkvalitnění podmínek vyšetření přinese přesnější výsledky a přispěje k optimalizaci diagnostického procesu a terapie.

Teoretická část práce se zabývá problematikou laserů, optiky, laserové dopplerometrie a je zamýšlena pro možné použití jakožto studijní materiál pro studenty oboru biomedicínského inženýrství. Praktická část práce bude věnována vytvoření standardu „guidline“ procesu klinického vyšetření přístrojem PeriScan PIM 3 Systém u popáleninových stavů.

Klíčová slova: světlo, ambientní osvětlení, laser, Dopplerův jev, laserová dopplerometrie, LDI, LDPI, popáleniny, lidská kůže

Abstract

The aim of this Thesis is a theoretical and experimental research and an objective assessment of the influence of ambient light on the reliability of perfusion maps measurement using Doppler laser based PeriScan PIM 3 System, the product of the Swedish company Perimed AB. Applicable contribution of this Thesis is a collection of recommendations for standardization, improvement of reliability and compatibility of blood perfusion measuring in a clinical practice. The standardization of conditions of medical examination brings also more accurate results and contributes to optimization of diagnostic process and therapy.

The theoretical part of the thesis follows up with lasers, optics, Doppler velocimetry and it is intended to be used as study material for students of biomedical engineering. The practical part pursues creation of guideline for clinical examination process of burn states by using device PeriScan PIM 3 System.

Key Words: light, ambient light, laser, Doppler effect, laser dopplerometry, LDI, LDPI, burns, human skin

Seznam použitých symbolů

Zkratka	Jednotka	Význam zkratky
c	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	rychlost světla ($2.99792458 \times 10^8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$)
d_m	m	průměr laserového svazku při výstupu rezonátoru
E	lx	osvětlení
f	Hz	frekvence
h	$\text{J}\cdot\text{s}$	Planckova konstanta ($6.6260755 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$)
Hz	-	Herz, jednotka frekvence
J	-	Joule, jednotka energie
K	-	Kelvin, jednotka termodynamické teploty
k	$\text{J}\cdot\text{K}^{-1}$	Boltzmannova konstanta ($1.380658 \times 10^{-23} \text{ J}\cdot\text{K}^{-1}$)
lm	-	lumen, jednotka světelného toku
lx	-	lux, jednotka osvětlení
m		metr, hlavní měrná jednotka délky
mmHg	-	jednotka tlaku (krve), milimetr rtuťového sloupce
m^2	-	metr čtvereční, jednotka plochy
S	m^2	plocha
s	-	sekunda
V	-	Volt, jednotka elektrického napětí
W	-	Watt, jednotka výkonu
β	-	součinitel absorpce
π	-	Ludolfovo číslo (3.14159)
λ	m	vlnová délka
Φ	lm	světelný tok
Θ	-	divergence

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Jednotka	Význam zkratky
Ar	-	Argon, argonový laser
BSA	m ²	Body Surface Area (obsah povrchu těla)
CO ₂	-	oxid uhličitý, CO ₂ laser
H ₂ O	-	vody, H ₂ O laser
LD	-	laserová dioda
LDI	-	Laser Doppler Imaging (laserdopplerovské zobrazování)
LDPI	-	Laser Doppler Perfusion Imaging (laserdopplerovské zobrazování perfuze)
Nd	-	Neodymium, neodýmiový laser
PSI	-	Perfusion Speckle Imaging (bodové zobrazení perfuze)
PU	-	Perfusion Unit (perfuzní jednotka)
UV	-	ultrafialové záření
PC	-	popáleninové centrum
YAG	-	yttrium aluminium granát

Obsah

1	Úvod.....	13
2	Světlo	14
2.1	Optické prostředí.....	14
2.2	Šíření světla.....	15
2.3	Odraz světla (reflexe).....	16
2.4	Lom světla (refrakce).....	17
2.4.1	Snellův zákon lomu světla	17
2.5	Osvětlení	18
3	Technologie Laseru.....	20
3.1	Historie laseru	20
3.2	Fyzikální podstata laseru.....	22
3.3	Základní konstrukce laseru	25
3.4	Vlastnosti laserového záření	27
3.4.1	Koherentnost	28
3.4.2	Monochromaticnost.....	28
3.4.3	Směrnost.....	28
3.5	Rozdělení laserů.....	29
3.6	Polovodičové lasery	32
4	Kožní systém lidského těla.....	33
4.1	Anatomie kůže	33
4.2	Fyziologie kůže	36
4.3	Interakce laserového záření s kůží	37
5	Medicínská aplikace laserů	39
5.1	Vybrané typy laserů	40
5.1.1	Rozdělení laserů I.....	40
5.1.2	Rozdělení laserů II.	40
6	Dopplerův jev.....	43
6.1	Dopplerovská velocimetrie	44
6.2	Laserová dopplerometrie.....	46
7	PeriScan PIM 3 System.....	47
7.1	Popis přístroje PeriScan PIM 3	47

7.1.1	Skenování, laserová dopplerometrie	48
7.1.2	Popis skenovací hlavy PeriScan PIM 3 Imager	49
7.2	Popis LDPIwin 3.1.3 Software.....	51
7.2.1	Panel nástrojů	51
7.2.2	Volba a nastavení módu skenování.....	52
8	Popáleniny a využití LDPI	57
8.1	Epidemiologie popálenin	57
8.2	Patofyziologie popálenin.....	57
8.2.1	Vznik edému	58
8.3	Hodnocení závažnosti traumatu	58
8.3.1	Mechanismy úrazů	59
8.3.2	Hodnocení rozsahu popálenin	59
8.3.3	Hodnocení stupně popálenin	61
8.3.4	Hodnocení hloubky popálenin	63
9	Experimentální měření vlivu ambientního osvětlení na krevní perfuzi	66
9.1	Vyšetřovny PC FN Ostrava.....	66
9.2	Kontrolované podmínky experimentu.....	67
9.2.1	Postup při experimentu	68
9.3	Export dat z LDI souborů.....	69
9.3.1	Export dat ze Single módu	69
9.3.2	Export dat z Duplexního módu	70
9.4	Výsledky experimentálních měření a jejich statistická analýza	71
9.4.1	Analýza dat získaných v Ambulanci 1 PC FN Ostrava.....	71
9.4.2	Analýza dat získaných v Ambulanci 2 PC FN Ostrava.....	84
9.5	Zhodnocení výsledků experimentálních měření	96
9.5.1	Ambulance 1	97
9.5.2	Ambulance 2	97
9.6	Návrh metodologie pro měření krevní perfuze	98
9.6.1	Obecný standard.....	98
9.6.2	Standard pro Popáleninové centrum Fakultní nemocnice Ostrava	99
10	Závěr	100

Literární zdroje.....	101
Seznam příloh	104

1 Úvod

Správné stanovení diagnózy pacienta je základem pro jeho úspěšné vyléčení a plné fyzické uzdravení. Daleko v historii medicíny byl lékař, jak dnes nazýváme odborníka uzdravující jiné, odkázán pouze na své smysly a zkušenosti. Později mu k určení diagnózy pomáhaly jednoduché pomůcky. Hlavně rozvoj přírodních a technických věd byl pro rozvoj lékařských diagnostických přístrojů a pomůcek zásadní. Závěry vyšetření společně se znalostmi a zkušenostmi lékaře, tvořily základ pro stanovení diagnózy pacienta a byly podkladem pro následnou terapii. Od poloviny 20. století s rozvojem výpočetních a komunikačních technologií se lékařská technika a postupy mohly zdokonalovat, až do dnešní podoby moderního lékařství. Výpočetní technikou jsou dnes provázány jak vyšetřovací, laboratorní, tak i terapeutické postupy.

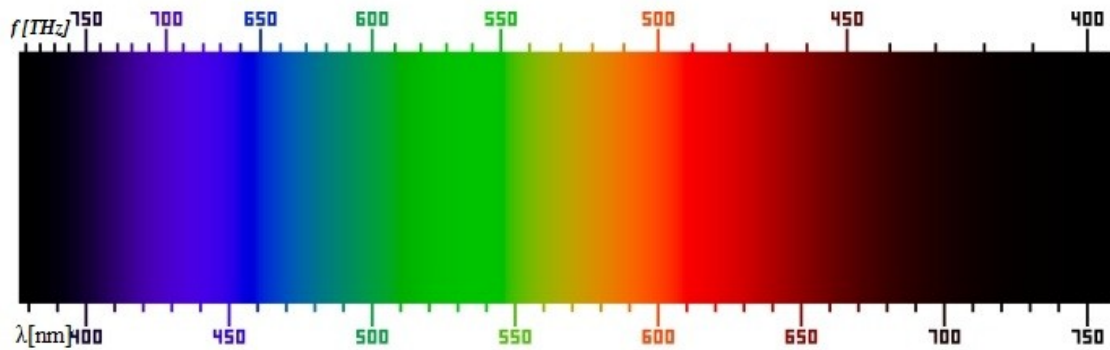
Diagnostické metody tvoří dvě odvětví. Rozdělují se dle výskytu aktivního činitele. První, aktivní diagnostika, je založena na působení činitele vně těla pacienta, mimo organismus. Sledujeme tedy, jak organismus reaguje na působící činitel, jaká je jeho odezva. Typickým příkladem je laserová dopplerometrie, jakožto hlavní téma této práce. Druhá, pasivní diagnostika, využívá jako činitele samotný organismus. Tělo pacienta vytváří biosignály, které diagnostickými přístroji snímáme a případně převádíme na elektrické signály, které zesílujeme a následně zpracováváme. Příkladem jsou elektrokardiografie, elektroencefalografie, měření krevního tlaku. Většina současných diagnostických metod se bez implementace výpočetních a komunikačních technologií již neobejde. Nejedná se jen o využití počítačů, ale i o analyticko-matematické postupy, zpracování obrazu, postprocessing získaných dat, přenosy, sdílení a uchování dat.

Laser Doppler Perfusion Imaging (LDPI) znamená zobrazení krevní perfuze laserovou dopplerometrií. Jedná se o diagnostickou metodu, kterou se zabývá obsah této práce. Metoda je založena na zpracování Dopplerova posunu (posuvu) laserového záření odraženého pohybujícími se krevními strukturami (většinou erytrocyty, červenými krvinkami) v povrchových vrstvách kůže. Výsledkem jsou kvantitativní mapy zobrazující krevní perfuzi ve vyšetřovaných oblastech.

Hlavním cílem této diplomové práce je vytvoření souboru doporučení pro standardizaci, spolehlivost a kompatibilitu měření krevní perfuze v klinické praxi s využitím přístroje PeriScan PIM 3 System od švédské firmy Perimed AB. K dosažení standardu měření je třeba provést teoretické a experimentální zkoumání a objektivní posouzení vlivu ambientního osvětlení na spolehlivost měření perfuzních map metodou laserové dopplerometrie.

2 Světlo

Pojmem *světlo* se označuje část spektra elektromagnetického záření o vlnové délce 380 nm až 780 nm (Obrázek 2.1), které lze detekovat lidským okem. Šíří se ve vlnoplochách od zdroje, jeho rychlost ve vakuu činí $c = 2.99792458 \times 10^8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. V látkových prostředích se šíří menší rychlostí. Podle teorie relativity je rychlost světla nejvyšší možná rychlost, které lze ve vesmíru dosáhnout [1, 2].



Obrázek 2.1: Viditelné spektrum. [2]

Světlo je souhrnné označení elektromagnetického záření spadající do intervalu frekvence f ,

$$3.8 \times 10^{14} \text{ Hz} < f < 7.8 \times 10^{14} \text{ Hz} .$$

Světlo není charakterizováno pouze frekvencí, ale také vlnovou délkou λ ,

$$\lambda = \frac{c}{f} \Rightarrow f \cdot \lambda = c . \quad (2.1)$$

Čím je frekvence světla větší, tím hodnota vlnové délky klesá a naopak.

Rozdělení světla dle spektra [1, 2]:

- Monochromatické světlo – vyzařované světlo obsahuje pouze jednu konkrétní vlnovou délku. Praktickým příkladem je laser.
- Polychromatické světlo – vyzařované světlo obsahuje více než jednu vlnovou délku. Praktickým příkladem může být žárovka, Slunce, apod.

2.1 Optické prostředí

Každý prostor, kterým se šíří světlo, je optické prostředí. Všechna prostředí lze rozdělit dle jejich vlastností z hlediska šíření elektromagnetického vlnění.

- Průhledná – jsou čirá nebo barevná, nedochází v nich k rozptylu světla.
- Průsvitná – např. papír, matné sklo. Dochází k částečnému rozptylu a průchodu světla.

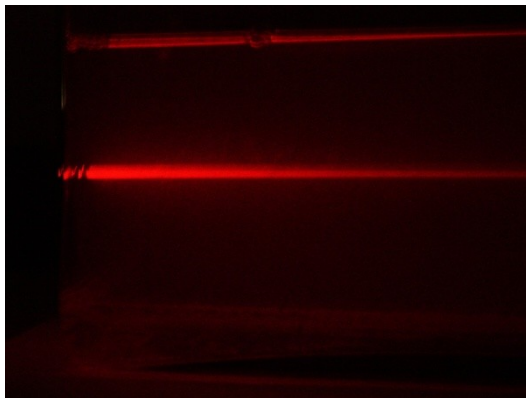
- ☞ Neprůhledná – dochází k silnému pohlcení světla v prostředí (zrcadlo) nebo k odrazu na rozhraní s daným prostředím.

Z pohledu vlastností v bodě, rozdělujeme optická prostředí takto.

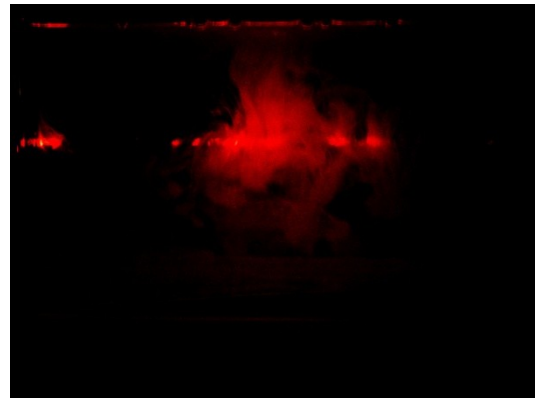
- ☞ Opticky homogenní – v každém bodě jsou optické vlastnosti stejné (např. vakuum, čiré sklo) (Obrázek 2.3).
- ☞ Opticky nehomogenní – opak prostředí homogenního (např. prach ve vzduchu, kouř) (Obrázek 2.2).

Rozdělení podle závislosti rychlosti šíření světelného vlnění na směru:

- ☞ Opticky izotropní – optické vlastnosti jsou v každém směru stejné. Z toho vyplývá, že také rychlost není na směru závislá. Všemi směry se šíří stejnou rychlostí.
- ☞ Opticky anizotropní – opak prostředí izotropního. Optické vlastnosti se v prostředí liší, tudíž je rychlost světla závislá na směru šíření [1, 3].



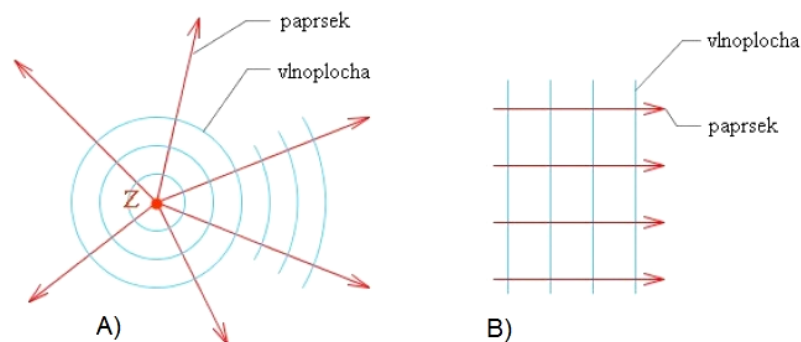
Obrázek 2.3: Homogenní prostředí. [3]



Obrázek 2.2: Nehomogenní prostředí. [3]

2.2 Šíření světla

Šíření světla lze pro naše účely dostatečně přesně popsat parafrází Huygensova principu. Světlo v izotropním optickém prostředí (ve všech směrech stejné fyzikální vlastnosti) se ze zdroje šíří v elementárních vlnoplochách. Ve velkých vzdálenostech od zdroje lze části vlnoploch považovat za roviny (Obrázek 2.4, str. 16) [1, 3].

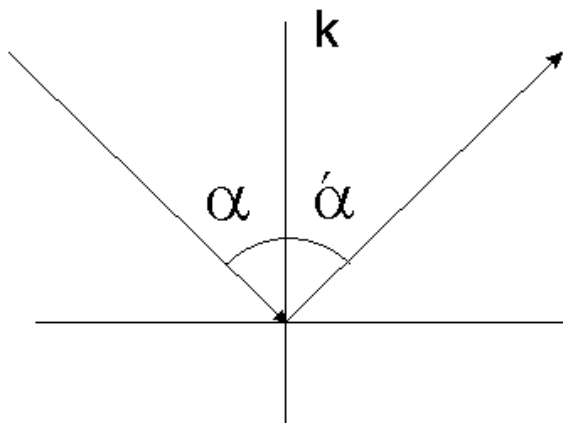


Obrázek 2.4: Šíření světelných vln od zdroje. Kulová vlnoplocha (A), rovinná plocha (B). Paprsky směru šíření světla jsou vždy kolmé na vlnoplochu. [6]

2.3 Odraz světla (reflexe)

Odraz světelných paprsků nastane tehdy, když paprsky narazí na rozhraní dvou různých prostředí. Do jiného prostředí nemůžou proniknout (např. zrcadlo).

Zákon odrazu zní takto: úhel odrazu se rovná úhlu dopadu. Odražený paprsek setrvává v rovině dopadu. V praxi to vypadá například jako na obrázku níže (Obrázek 2.5) [4, 1].



Obrázek 2.5: Zákon dopadu a odrazu. α = úhel dopadu, α' = úhel odrazu, k = kolmice k rozhraní prostředí. $\alpha = \alpha'$. [4]

2.4 Lom světla (refrakce)

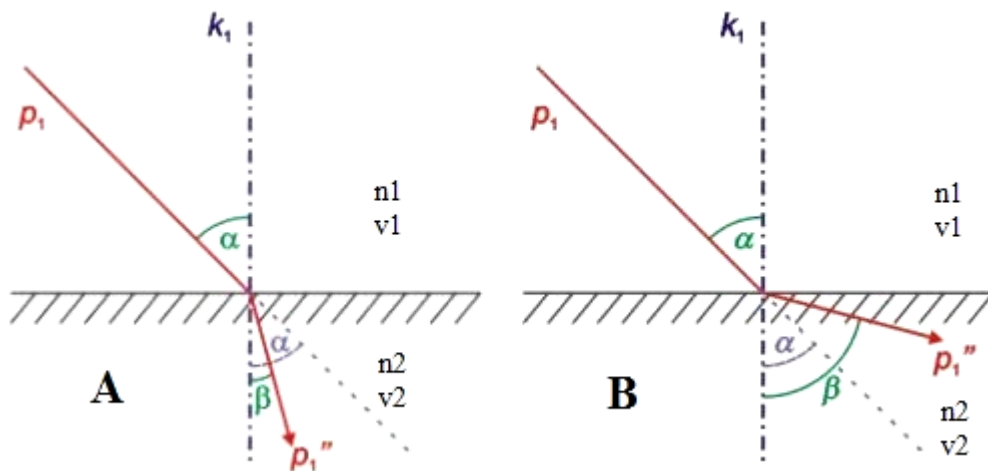
Světelné paprsky se začnou lámat na rozhraní dvou odlišných prostředí a proniknou do prostředí druhého. Definujeme index lomu – je to bezrozměrná veličina definovaná jako poměr rychlosti světla ve vakuu c k rychlosti světla v daném prostředí v . Viz kapitola 2.4.1.

Nastávají dva druhy lomu světla:

- Od kolmice – světlo se šíří z opticky hustšího do opticky řidšího prostředí a paprsky se lámou směrem od kolmice (Obrázek 2.7).
- Ke kolmici - světlo se šíří z opticky řidšího do opticky hustšího prostředí a paprsky se lámou směrem ke kolmici (Obrázek 2.6) [1, 4 - 6].

Lom nastane, je-li: $\alpha < \arcsin\left(\frac{n_2}{n_1}\right)$, (2.2)

kde n_2 a n_1 jsou indexy lomu daného prostředí; α je úhel dopadu.



Obrázek 2.6: Lom ke kolmici. $\alpha > \beta$. [5]

Obrázek 2.7: Lom od kolmice. $\alpha < \beta$. [5]

2.4.1 Snellův zákon lomu světla

Podíl sinu úhlu dopadu a sinu úhlu lomu ($\sin\alpha$, $\sin\beta$) se rovná podílu indexů lomu druhého a prvního prostředí (n_1, n_2),

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{n_2}{n_1} \quad (2.3)$$

Absolutní index lomu n udává poměr rychlosti světla c ve vakuu k rychlosti světla v daném prostředí v ,

$$n = \frac{c}{v} \quad . \quad (2.4)$$

Podíl sinu úhlu dopadu a sinu úhlu lomu ($\sin\alpha$, $\sin\beta$) se rovná podílu rychlostí, kterými se světelné paprsky šíří v prvním a druhém prostředí (v_1 , v_2) [1, 4, 5],

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{\frac{c}{v_1}}{\frac{c}{v_2}} = \frac{n_2}{n_1} \quad . \quad (2.5)$$

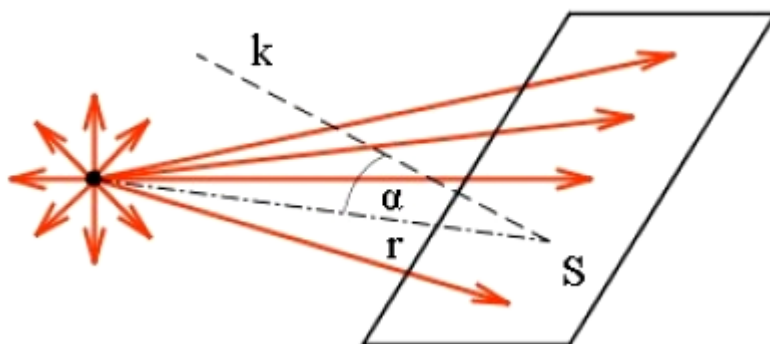
2.5 Osvětlení

Intenzita osvětlení (taky osvětlenost) je fotometrickou veličinou, která vyjadřuje světelný tok dopadající na určitou jednotku plochy. Rovná se tedy podílu světelného toku (lumen) a plochy osvětlené tímto tokem (metr čtvereční). Jednotkou osvětlení je lux (lx),

$$E = \frac{\Phi}{S} \text{ [lx]} \quad . \quad (2.6)$$

Osvětlení plochy samozřejmě závisí na svítivosti zdroje I , na úhlu α dopadu paprsků na plochu a na vzdálenosti zdroje od plochy r (Obrázek 2.8) [6, 7],

$$E = \frac{I \cdot \cos(\alpha)}{r^2} \quad . \quad (2.7)$$



Obrázek 2.8: Závislost osvětlení plochy na vzdálenosti od zdroje, úhlu dopadu paprsků a na svítivosti zdroje, r je vzdálenost od zdroje, α ($\cos\alpha$) je úhel dopadů paprsků od kolmice k . S je plocha, na kterou světlo dopadá. [6]

Běžné hodnoty osvětlení ve vnitřních prostorách se pohybují v rozmezí 100–2000 lx. Jen pro srovnání v létě ve slunečný den můžeme naměřit hodnoty kolem 70–80 000 lx (platí pro zeměpisnou šířku České republiky). Jasná měsíční noc s měsícem v úplňku představuje osvětlení přibližně do 0.5 lx [6, 7].

3 Technologie Laseru

Laser, akronym z anglického Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, v českém jazyce znamená zesilování světla stimulovanou emisí záření. Jedná se o optický kvantový generátor, který využívá jevu zesílení světla na principu nucené emise světla. Laser je jediným zdrojem uspořádaného (koherentního) a vysoce směřovaného světelného paprsku [7, 10].

3.1 Historie laseru

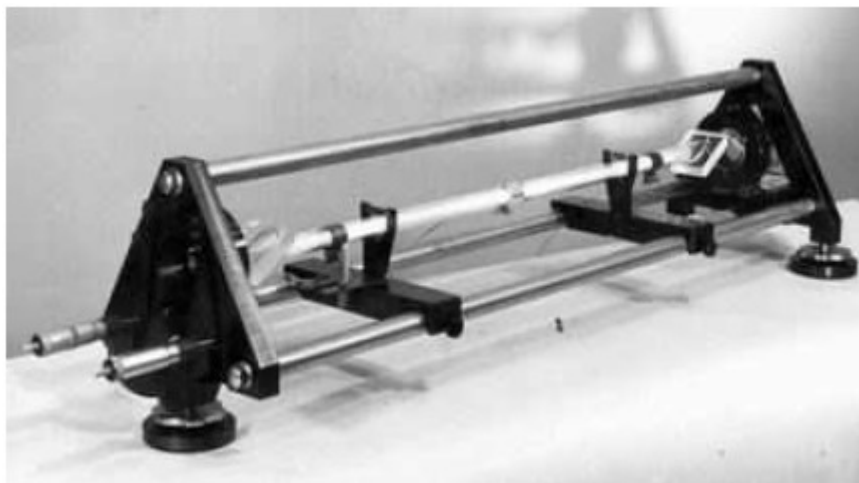
Jedna z prvních zmínek o laseru, i když v té době nešlo ještě o lasery, se datuje k roku 1917, kdy Albert Einstein teoreticky zdůvodnil existenci elementárního procesu, při kterém přítomné záření rezonanční frekvence f vyvolá kvantový přechod, při kterém je uvolněno kvantum se stejnou frekvencí f . To vše ve své práci s názvem *Emise a absorpce světla podle kvantové teorie*. Každý zdroj světla představuje množinu velkého množství excitovaných atomů, kterým je jednorázově nebo nepřetržitě dodávána energie. Poukázal na to, že atomy mohou vyzařovat světlo nejen spontánně, ale i vynuceně, tzv. stimulovanou emisí.

V roce 1955 byl sestrojen první, z fyzikálního hlediska, nový zdroj koherentního mikrovlnného záření. Tak zvaný MASER (akronym anglického Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation), zesilování mikrovln za pomoci stimulované emise záření. Autoři byli fyzici z Ruska N. G. Basov, A. M. Prochorov a americký fyzik Ch. Townes. První „optický maser“, neboli laser, zkonstruoval v roce 1960 americký fyzik Theodore Harold Maiman. Koncem 60. let byly vyrobeny první světlovody a začínala se v praxi využívat vláknová optika. V roce 1960 také vznikly první rubínové a plynové lasery. Úspěšně zkonstruovaný laser T. Maimana měl za následek další výzkumy a práce na různých typech laserů. Ukázalo se, že v téměř každém prostředí lze vyvolat laserovou reakci.

V té době ani bývalé Československo nezůstávalo pozadu. Prováděly se různé výzkumy, zapojování do výzkumů a využívání laserů. První laser, čpavkový laser, byl zkonstruován v Brně roku 1962 (Obrázek 3.1, str. 21). Do provozu by uveden v říjnu 1963. Vývoj probíhal dále. Například v roce 1963 vznikl první laser s neodymovým sklem.

V roce 1962 byl současně na různých místech vyvinut polovodičový laser. Roku 1964 americký fyzik C. K. Patel vynalezl, nejvýkonnější z plynových laserů, CO₂ laser. První He–Cd (helium-kadmiový) laser by uveden do provozu v roce 1967 [7, 9, 10].

Jednoduše napsáno, přirozené (non-laser) zdroje světla, vyzařují světelné vlny, které nemají společně stejnou fázi a frekvenci. Vlastností laserových zdrojů je koherentnost jejich záření. Znamená to, že vlny vyzařované jednotlivými atomy mají, z důvodu uplatnění principu stimulované emise, stejnou fázi a frekvenci.



Obrázek 3.1: První ČSSR plynový laser. [9]





Laser vytváří široké možnosti pro uplatnění jeho výhod v technologických aplikacích. Jde o vysoce kvalitní zpracování čistým zdrojem s vysokou hustotou soustředěné energie na malou plochu, kde dodávka energie mnohonásobně převyšuje odvod tepla do materiálu. Procesy zpracování se tím zrychlují a pozitivně ovlivňují zbytečnou spotřebu materiálu.

Od šedesátých let byly vyvinuty mnohé další realizace laserů pracujících i v jiných spektrech elektromagnetického záření, než je optické. Všechny ovšem spojují výhody laseru, což jsou koherentnost optického zesilování, monochromaticnost a kolimovaný svazek záření. Vlnové délky laserového záření představují velkou škálu délek od mikrovlnné oblasti přes infračervené záření, viditelné světlo až po rentgenové záření. Laserů se využívá v mnohých oblastech lidské činnosti, a to v průmyslu pro obrábění velmi tvrdých materiálů, pro lékařské aplikace, v komunikaci, ve vědě i ve vojenské sféře.

Například pro účely lékařské dopplerometrie je koherentnost a monochromaticnost laserového svazku nezbytná, jelikož dopplerovské posuny frekvence jsou mnohdy natolik malé, že s použitím nelaserových zdrojů záření by nebylo tyto výchylky možno detekovat a měřit [7, 9, 10, 13].

3.2 Fyzikální podstata laseru

Laserový paprsek spadá do elektromagnetického vlnění. Samozřejmě se liší od ostatních druhů záření svou vlnovou délkou. Obyčejné světlo, světelné záření, obsahuje více spekter vlnových délek, frekvencí. Hlavně směr vyzařovaných paprsků je náhodný; není jednotný. Laser, jako první, umožnil vytvořit podmínky, při kterých se ve vhodném aktivním prostředí, pod vlivem určitého stimulantu elektromagnetického záření, potlačí spontánní emise na úkor emise vynucené stimulujícím zářením. Takto vytvořené laserové záření má tyto vlastnosti:

-  je koherentní,
-  může interferovat,
-  je extrémně monochromatické,
-  divergence záření je velice malá při vysoké spektrální hustotě záření.

Fyzikální podstatou laseru je to, že elektromagnetická vlna o určité frekvenci (její násobek Planckovou konstantou ($h = 6.6260755 \times 10^{-34} \text{J}\cdot\text{s}$) udává vzájemnou vzdálenost dvou energetických hladin atomu) vynucuje migraci elektronů z vyšší do nižší hladiny. Tím se zesiluje původní vlna.

Lasery transformují energii poměrně nižší kvality (světelné, chemické, tepelné,...) na energii s vyšší kvalitou; tj. energie laserového záření. Podle kvantové fyziky, může molekula či atom přijmout, vyzářit energii jen v určitých minimálních dávkách, tzv. kvantech. Tato zákonitost je dána rozdílem mezi energetickými hladinami, které může elektron (molekula, atom) zaujmout. Přesně to vyjadřuje Bohrovův vztah

$$E = h \cdot f \quad , \quad (3.1)$$

kde

E ... energetický rozdíl mezi hladinami [J],

h ... Planckova konstanta [J·s],

f ... frekvence vyzářeného fotonu [s^{-1}].

Aby došlo ke zvýšení počtu elektronů na některé vyšší hladině elektronového obalu atomu, je potřeba vnějšího podnětu, tzv. čerpání. Čerpání lze realizovat různými druhy energií, např. tepelnou, optickou, elektrickou, chemickou, atd. Obsazení hladin se řídí Boltzmannovým rozdělením. Po čerpání následuje porušení rovnováhy; inverze [9, 10, 13]

$$\frac{N_2}{N_1} = e^{\frac{h \cdot f}{k \cdot T}} \quad . \quad (3.2)$$

kde

N_1 ... počet částic na hladině s menší energií,

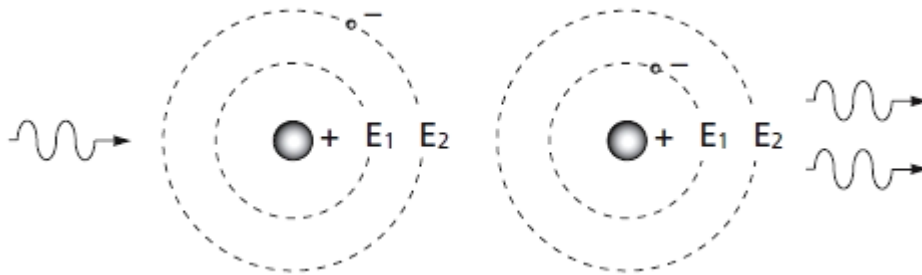
N_2 ... počet částic na hladině s vyšší energií,

k ... Boltzmannova konstanta [$1.380658 \times 10^{-23} \text{J} \cdot \text{K}^{-1}$],

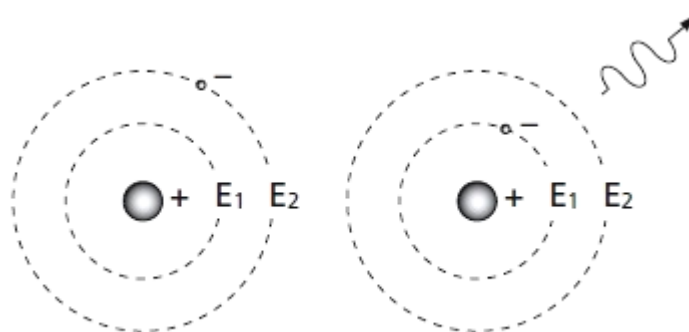
T ... teplota soustavy [K].

Na konci čerpání zůstávají elektrony (molekuly, atomy) určitý čas na energetické hladině. Při tom může dojít k těmto jevům:

- 🖼 Stimulovaná emise – zářivý kvantový přechod z vyšší na nižší energetickou hladinu. Je podmíněn existencí budícího elektromagnetického záření (Obrázek 3.2).
- 🖼 Spontánní emise – zářivý kvantový přechod z vyšší na nižší energetickou hladinu. Není podmíněn existencí budícího elektromagnetického záření (Obrázek 3.3).
- 🖼 Relaxační přechody – jedná se o děje vyvolané různými mechanismy (srážky částic) [9, 10, 13]



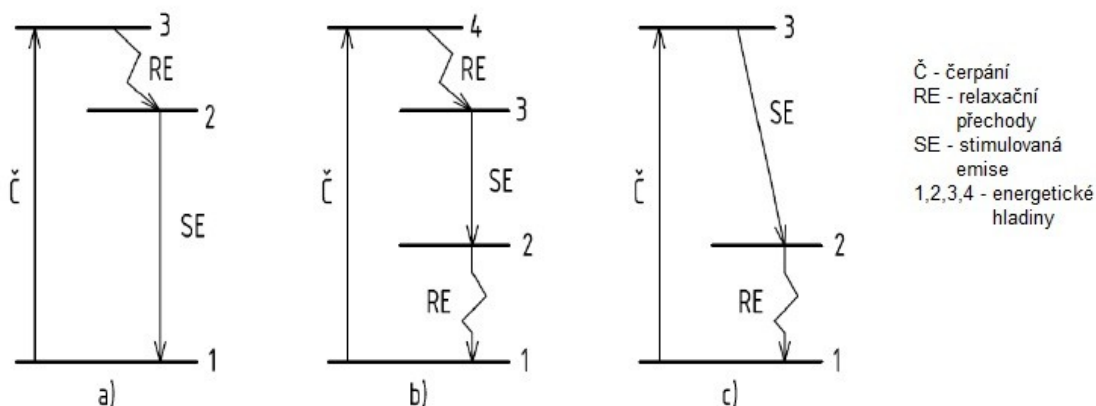
Obrázek 3.2: Stimulovaná emise. Princip: nejprve atom v excitovaném stavu a dopadající foton; poté atom v základním stavu a dva odchozí fotony stejné vlnové délky, směru a polarizace. [13]



Obrázek 3.3: Spontánní emise. Princip: nejprve atom v excitovaném stavu; poté atom v základním stavu a odchozí foton vyzařován náhodným směrem a náhodné polarizace s energií, která je rovna rozdílu energetických hladin. [13]

Princip stimulované emise je charakterizován takto: atom ve vyšší energetické hladině vybuzený vlivem dopadajícího záření vyzářuje energii a přechází do nižšího energetického stavu.

Dle stimulované emise, relaxace a způsobu čerpání rozpoznáváme různé druhy systémů, které jsou dané aktivním prostředím použitým pro reakci. Existují dvou, tří, čtyř a více hladinové systémy (Obrázek 3.4). Buzení je přímé nebo nepřímé. Při nepřímém buzení je příjem energie, potřebné pro dosažení inverze, zprostředkovaný jinou látkou než obsahuje aktivní prostředí.



Obrázek 3.4: Vybrané typy systémů dle čerpání: a) tříhladinový, b) čtyřhladinový, c) tříhladinový s přímým čerpáním inverzní hladiny. [9]

Další podmínkou pro vznik laseru je zpětná vazba mezi vyzářenými fotony. Tím dochází k zesilování záření na výstupu. Tato funkce náleží rezonátoru. Funguje tak, že se aktivní prostředí nachází mezi dvěma zrcadly, z nichž je jedno polopropustné. To propouští část vzniklé světelné vlny ven z aktivního prostředí a zbylá část se navrácí zpět pro další zesílení záření (Obrázek 3.5, str. 25). Jednoduchým a nejrozšířenějším druhem rezonátoru je rovinný rezonátor s paralelními zrcadly. Dále se používají konfokální rezonátory, polokoncentrické nebo prstencové rezonátory. Správný chod rezonátoru je podmíněn vznikem stojatého vlnění. Zásadní je vzdálenost zrcadel, která závisí na vznikajícím záření dle vztahu [9, 10, 13, 14]

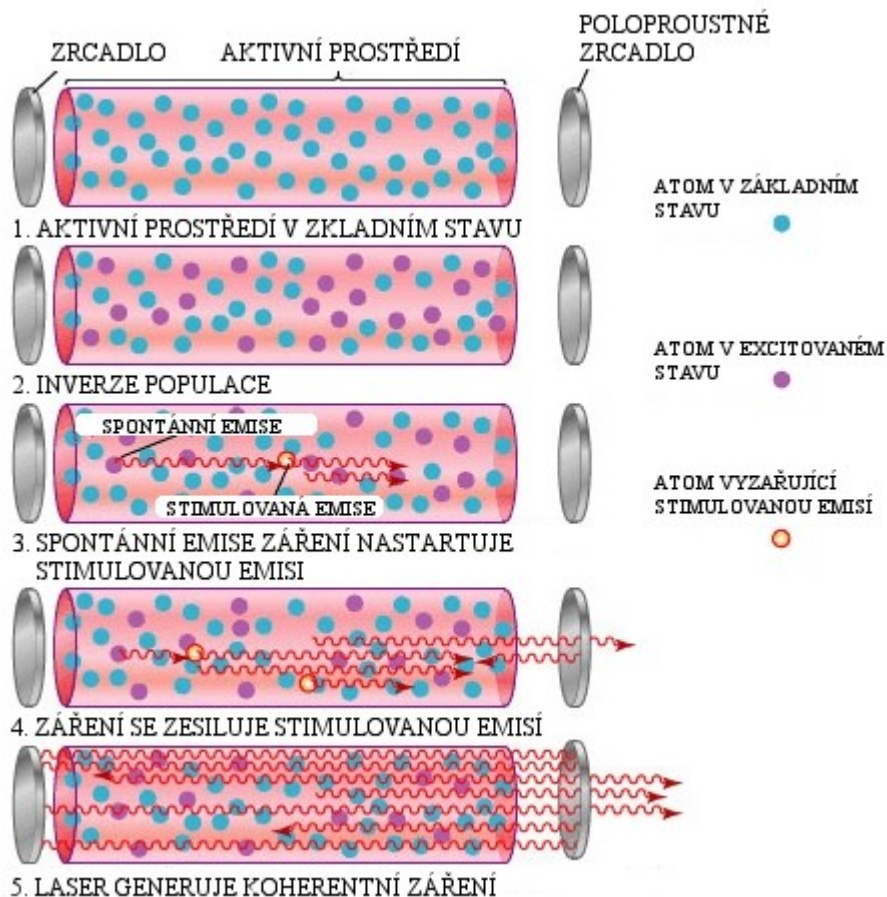
$$L = n \cdot \lambda \quad , \quad (3.3)$$

kde

L ... vzdálenost mezi zrcadly [mm],

n ... přirozené číslo,

λ ... vlnová délka záření [nm].



Obrázek 3.5: Schéma čerpání a vzniku stimulované emise v rezonátoru laserového generátoru. [14]

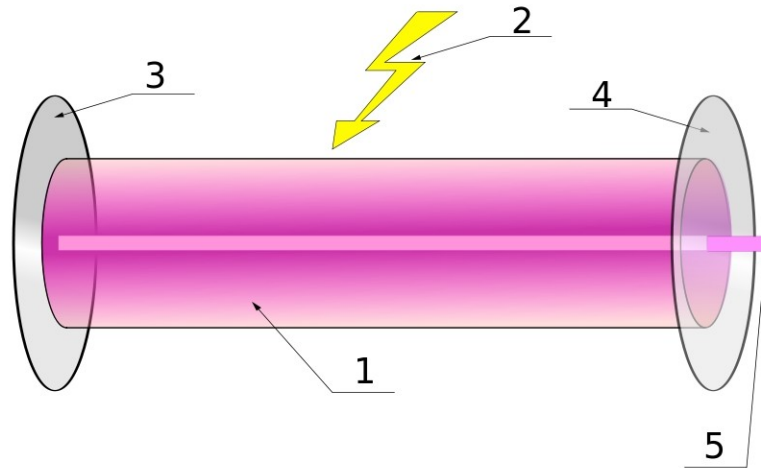
3.3 Základní konstrukce laseru

Laser, jakožto generátor stimulované emise záření, se skládá z:

- 📖 aktivního prostředí (látky),
- 📖 optického rezonátoru,
- 📖 excitačního (čerpacího) mechanismu.

Typ laseru určuje aktivní prostředí (látky). Základním prvkem optického rezonátoru je soustava přesně nastavených zrcadel. Jejich společná osa umožňuje tvorbu stojatého vlnění. Jedno ze zrcadel je plně odrazové a druhé polopropustné. To z toho důvodu, aby byla vytvořena optická vazba pro výstupní záření (Obrázek 3.6, str. 26) [8].

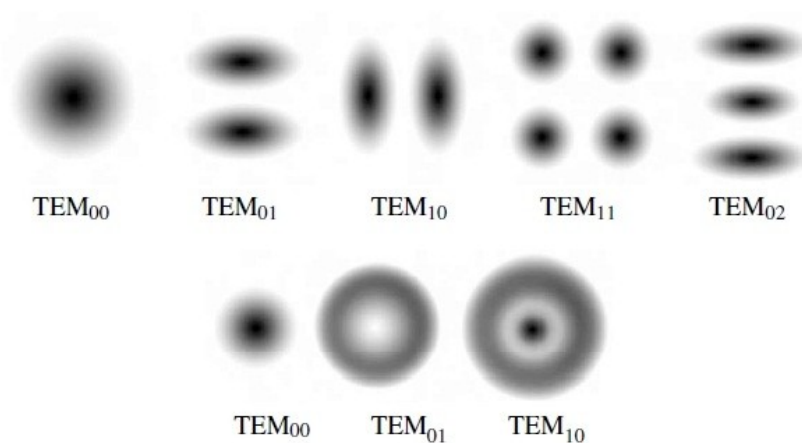
Odrazivost zrcadel mezi sebou musí být volena tak, vzhledem k zesílení aktivního prostředí, aby celkové ztráty nepřevýšily zesílení aktivního prostředí. Ztráty jsou způsobeny odrazivostí zrcadel, jejich kvalitou a rozptyl na nehomogenitách optického prostředí. Přesnost opracování zrcadel bývá v intervalu $(1/20 \div 1/40)\lambda$. Rezonátor je určen tvarem apertury (otvor v polopropustném zrcadle) obrysovou křivkou zrcadel, tvarem jejich odrazové plochy a vzdáleností mezi nimi.



Obrázek 3.6: Základní konstrukce optického rezonátoru. 1) Aktivní prostředí, 2) čerpací mechanismus, 3) plně odrazivé zrcadlo, 4) polopropustné zrcadlo, 5) laserový paprsek. [15]

U rezonátorů se dále hodnotí jakost, stabilita a je určován mód. Základním módem je mód TEM_{00} . Excitačním (čerpacím) zařízením může být například výbojka, zdroj vysokého napětí pro doutnavý nebo obloukový výboj, zdroj elektronového svazku (katoda). Příčný průběh intenzity laserového paprsku se popisuje transverzálním módem. Jednotlivé módy jsou označovány TEM_{mn} . Indexy m a n jsou korelovány s počtem uzlů ve směrech x a y . Na Obrázek 3.7 (str. 27) se nalézají příklady módů rezonátoru nízkého řádu Hermitových-Gaussových a osově symetrických. U skutečných laserů převládá první varianta (Hermitovy-Gaussovy módy). Je to způsobeno mírnými odchylkami v rovnoběžnosti zrcadel a znečištěním optiky.

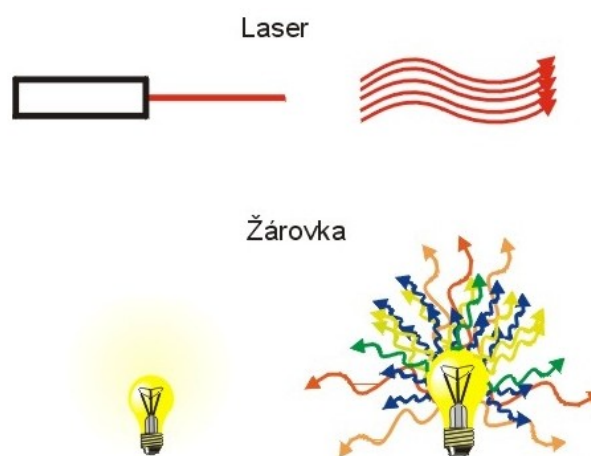
Ohyb způsobuje šíření vln svazku i ve směru, který je kolmý k ose svazku. Je prakticky i fyzikálně nemožné dosáhnout perfektně kolimovaného svazku. Lze však při dodržení určitých podmínek dosáhnout téměř neznatelného rozšiřování svazku záření [8, 10, 13].



Obrázek 3.7: Módy průběhu intenzity laserového svazku. *Vrchní řada:* jsou Hermitovy–Gaussovy, *dolní řada:* osově symetrické rezonátorové módy. [10, 13]

3.4 Vlastnosti laserového záření

Výjimečnost laserového záření oproti „obyčejnému“ elektromagnetickému záření, vzniklému jiným způsobem, tkví v řadě jeho vlastností jako je koherentnost, monochromaticnost, směrovost, polarizace aj.



Obrázek 3.8: Srovnání laseru a žárovky. [16]

Na obrázku výše (Obrázek 3.8) je názorně ilustrován rozdíl mezi zářením produkovaným laserem a žárovkou. Zatímco u žárovky se šíří paprsky nejednotně, v různých směrech, s různými fázemi a vlnovými délkami, tak u laserů mají všechny paprsky stejnou fázi, směr i vlnovou délku [9, 16].

3.4.1 Koherentnost

Stejná frekvence a fáze. Takové vlastnosti má vlnění laserové záření. Jednotlivé vlny mají stejnou frekvenci a v daném bodě je jejich fázový rozdíl nulový (neměnný) (Obrázek 3.8, str. 27).

3.4.2 Monochromaticnost

Tato vlastnost vyplývá z podstaty samotného jevu stimulované emise. V ideálním případě je paprsek tvořen fotony o stejné vlnové délce. Skutečné generátory splňují toto kritérium výborně jen s velmi malými odchylkami. Jedná se o barvu záření, která je patrná lidským okem (Obrázek 3.8, str. 27).

3.4.3 Směrnost

Laserový paprsek je zvláštní i směrovostí jeho záření. Tato vlastnost je dána prostorovým úhlem. V praxi se ovšem uvádí rovinný úhel divergence paprsku, za podmínky, že prostorový úhel má tvar kužele (v jiném případě se uvádí hodnoty dvou rovinných úhlů navzájem na sebe kolmých). Obecně se určuje velikost divergence Θ jako závislost vlnové délky a výstupního průměru paprsku. Toto popisuje vztah

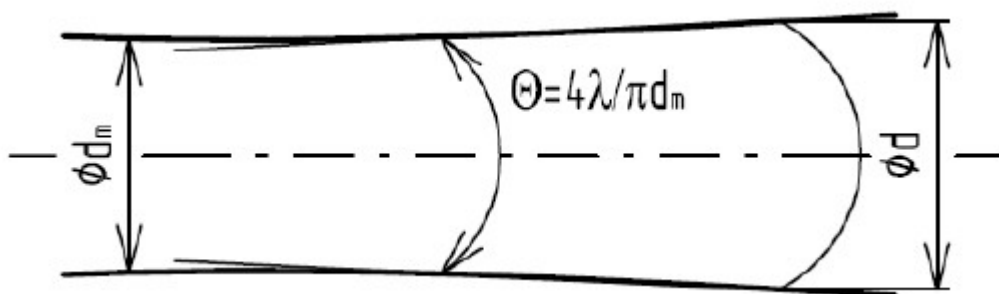
$$\Theta = \frac{4 \cdot \lambda}{\pi \cdot d_m}, \quad (3.4)$$

kde

λ ... vlnová délka záření [m],

π ... Ludolfovo číslo,

d_m ... průměr paprsku při výstupu rezonátoru [mm].







Obrázek 3.9: Divergence laserového paprsku. [9]





3.5 Rozdělení laserů

Lasery se dělí podle různých kritérií. Nejčastěji se dělí podle použitého aktivního prostředí (látky), vlnové délky vyzařovaného záření, typu buzení (čerpání), kvantových přechodů, časového režimu provozu. Stručné rozdělení ukazuje blokový diagram (Obrázek 3.10, str. 30).




Dělení laserů dle aktivního prostředí:

-  pevnolátkové (zde patří i polovodičové lasery),
-  kapalinové,
-  plynové,
-  plazmatické.







Dělení laserů dle vlnové délky záření:

-  lasery viditelného pásma,
-  infračervené,
-  ultrafialové,
-  rentgenové.




Dělení laserů dle kvantových přechodů (zúčastněných energetických hladin):

-  elektronové,
-  jaderné (gaser, jaderná fúze),
-  molekulární (rotační, rotačně-vibrační, vibrační).




Dělení laserů dle typu čerpacího mechanismu:

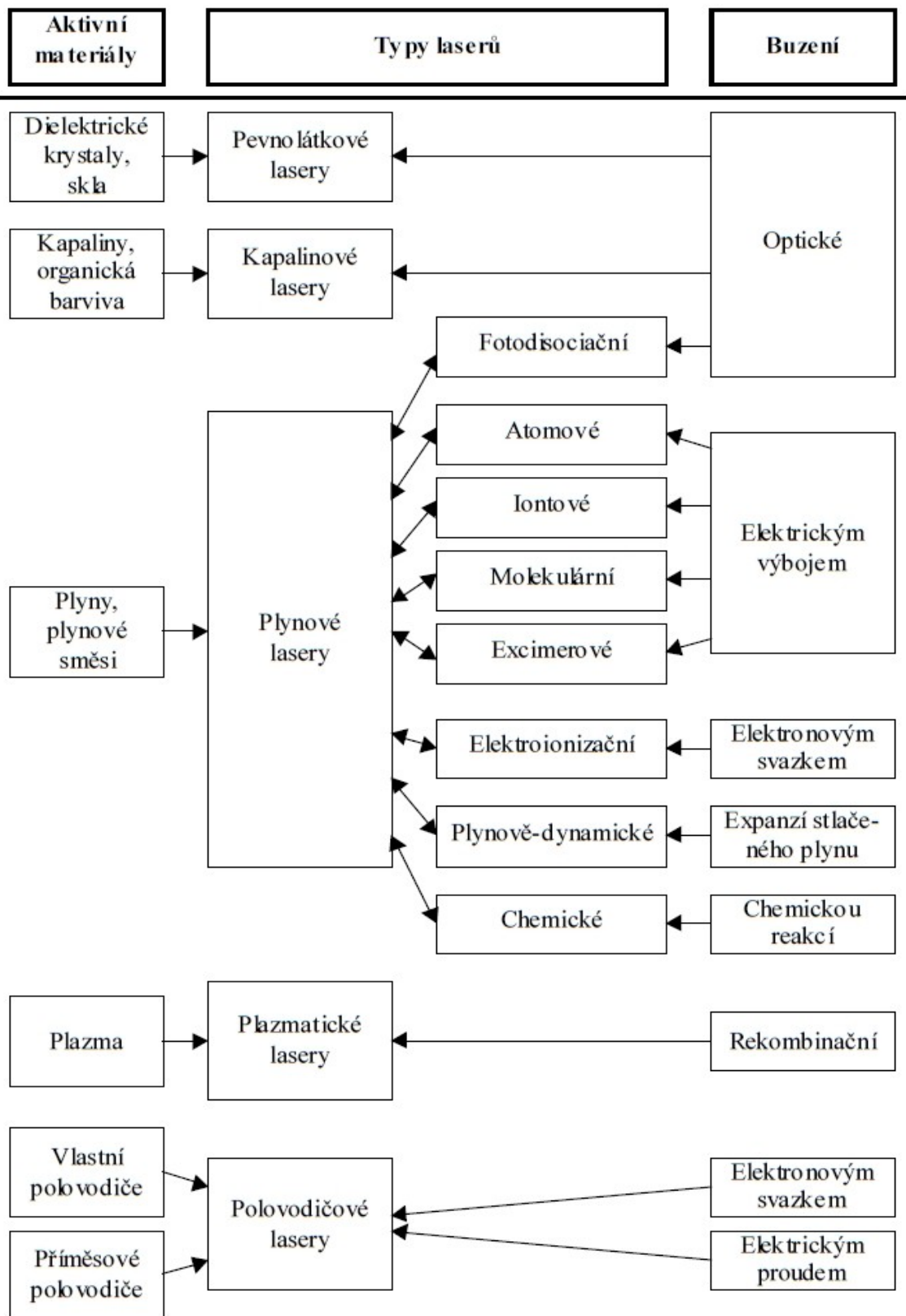
-  opticky,
-  elektrickým výbojem,
-  chemickou reakcí,
-  elektronovým svazkem,
-  změnami tepla,
-  rekombinací.

Dělení laserů dle časového režimu provozu:

-  kontinuální,
-  pulzní (5 ns až 500 ns),
-  impulzní.

Dělení laserů dle doby trvání generovaného impulzu:

-  s dlouhými impulzy,
-  s krátkými impulzy,
-  s velmi krátkými impulzy (1 ps až 1 fs) [8, 10].



Obrázek 3.10: Blokový diagram základní klasifikace laserů. [8]

Tabulka 3.1. Přehled základních typy laserů. Jsou zde uvedeny s aktivním prostředím, metodou buzení, generovanými vlnovými délkami a výskytu v oblasti spektra.

Typ laseru	Aktivní prostředí	Generovaná λ	Spektrální oblast	Buzení
<i>Pevnolátkové</i>	<i>díel. krystaly, skla</i>			<i>optické</i>
Rubínový laser	$\text{Al}_2\text{O}_3:\text{Cr}^{3+}$	694.3 nm	červená	
Nd:YAG laser	$\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}:\text{Nd}^{3+}$	1064.1 nm	IR	
Ho:YAG laser	$\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}:\text{Ho}^{3+}$	2.1 μm	IR	
Er: YAG laser	$\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}:\text{Er}^{3+}$	2.94 μm	IR	
Titan-safírový laser	Ti, Al_2O_3	690–1000 nm	červená, IR	
Alexandritový laser	$\text{Al}_2\text{BeO}_4:\text{Cr}^{3+}$	700–818 nm	červená, IR	
Neodymový laser	$\text{SiO}_2:\text{Nd}_2\text{O}_5$; $\text{P}_2\text{O}_5:\text{Nd}_2\text{O}_5$	1.0623 μm	červená, IR	
Nd:YLF laser	LiYF_4	1053 nm	červená, IR	
Polovodičové lasery	vlastní polovodiče příměs. polovodiče			elektron. svazkem elektric. proudem
<i>Plynové</i>	<i>plyny, plynné směsi</i>			<i>optické</i>
<i>Plynové – atomární:</i>				
He-Ne laser	He-Ne	543 nm, 633 nm	zelená, červená, červeno-oranžová	vysokonapětový doutnavý el. výboj
Měděný laser	Cu	510 nm, 578 nm	zelená	el. výboj
Jodový laser	I	342 nm, 612 nm, 1315 nm	UV, viditelné, IR	fotodisociace
Xenonový laser	Xe, Ne, He	140 vlnových délek	viditelné, IR	
<i>Plynové – iontové:</i>				
Argonový laser	Ar	488 nm, 514 nm	modrá, zelená	el. výboj o malém napětí
Helium-kadmiový laser	He, Cd	325 nm, 442 nm	UV, modrá	el. výboj
<i>Plynové – molekulární:</i>				
Vodíkový laser	H_2	100–120 nm 140–165 nm	UV	el. výboj
CO_2 laser	CO_2	10.6 μm	IR	el. výboj, chem. r., expanze plynu
CO laser	CO	5–6.5 μm	IR	el. výboj
Excimerové lasery	ArF, KrCl, KrF XeCl, XeF	193–351 nm	UV	el. výboj, svazek elektronů
Dusíkový laser	N_2	337 nm	UV	
HF laser	HF	2.7 μm	IR	chemické
H_2O laser	H_2O	118.6 μm , 220.2 μm	UV	rezonanční
HCN laser	HCN	331 μm , 337 μm	UV	optické
<i>Kapalinové lasery</i>	<i>kapaliny, organická barviva</i>			<i>optické</i>
Rhodamin 6G laser	$\text{C}_{28}\text{H}_{31}\text{N}_2\text{O}_3\text{Cl}$	570–650 nm	žlutá, oranžová, červená	
Kumarin C30 laser	$\text{C}_9\text{H}_6\text{O}_2$	504 nm	zelená	
<i>Plazmatické lasery</i>	<i>plazma</i>			<i>rekombinační</i>

Tabulka 3.1: Základní typy laserů. [10]

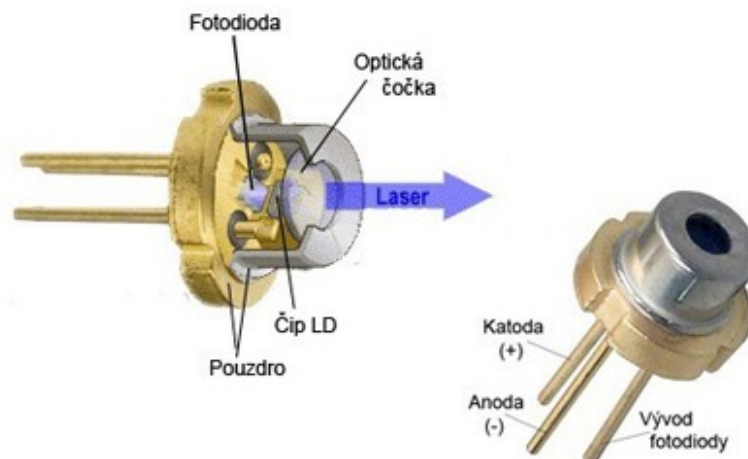
3.6 Polovodičové lasery

Tento druh laserů je níže popsán detailněji, jelikož jeho technologii využívá přístroj PeriScan PIM3 pro vytváření laserového svazku, na kterém je vyšetření tímto diagnostickým přístrojem založeno.

Polovodičové lasery využívají polovodič jako aktivní prostředí. Velice populárním se stalo označení laserová dioda. LD (laserové diody) využívají přechody mezi energetickými pásy polovodiče namísto přechodu mezi atomovými energetickými hladinami. Jedná se o rekombinaci mezi elektrony ve vodivostním pásu a dírami ve valenčním pásu. Tento druh laseru vyniká malými rozměry, což má za následek velkou divergenci výstupního svazku. To je nevýhoda oproti ostatním druhů laserů spolu s vysokou citlivostí na změny teploty.

Paprsek polovodičového laseru lze snadno modulovat změnou budícího elektrického proudu. Buzení může být realizováno také elektronovým svazkem. V aktivním prostředí polovodičového laseru lze dosáhnout velkého optického zesílení. Koherentnost záření lze dosáhnout jen inverzí populace v aktivním prostředí injekcí nosičů nebo PN přechodem a vznikem kladné zpětné vazby. Kladná vazba je běžně tvořena dvěma polopropustnými zrcadly rezonátoru.

Hlavní výhodou polovodičových laserů je jejich kompaktnost, díky níž dosahují vysokých výkonů (50%–70%). Pracují jak v kontinuálním, tak i v pulzním režimu. Dále je u tohoto druhu laserů možnost spektrálního přeladění v širokém spektrálním pásmu, výběr aktivního prostředí z rozsahu vlnových délek od 0.3–30 μm [7, 8, 10, 15, 17].



Obrázek 3.11: Struktura a vnitřní realizace laserové diody. [18]

4 Kožní systém lidského těla

Pro specifické zaměření této diplomové práce, bude níže stručně popsána anatomie a fyziologie lidské kůže. Pro pochopení interakce lidské kůže s laserovým zářením a aplikaci laserové dopplerometrie v oblasti popálenin je tato kapitola nezbytná.

4.1 Anatomie kůže

Kůže (cutis, derma) je s hmotností cca 3 kg (s podkožní tukovou tkání dohromady 20 kg) a velikostí (plošný obsah) cca 2 m² (u novorozence cca 0.2 m²) největším orgánem lidského těla. Pro výpočet plošného obsahu povrchu lidského těla (BSA, Body Surface Area) slouží formule DuBoisových

$$BSA [m^2] = (W^{0.425} \times H^{0.725}) \times 0.007184 \quad , \quad (4.1)$$




kde

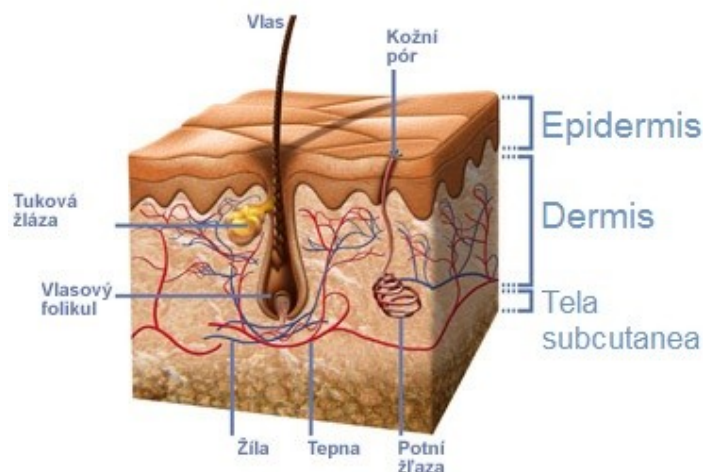
W ... je hmotnost v kilogramech,

H ... výška v centimetrech.

Kůže tvoří krycí a estetický obal lidského těla. Určuje naši individualitu. Chrání tělo před chemickými, fyzikálními a biologickými vlivy vnějšího prostředí. Kůže je silná od 0.1 mm do 4 mm. Nejslabší je vrstva kůže na mužském penisu, na očních víčkách (0.1 mm) a nejsilnější na dlaních a chodidlech (4 mm).

Kůže se skládá ze tří hlavních vrstev (Obrázek 4.1).

-  Pokožka (epidermis): povrchová vrstva, cca 0.15 mm silná.
-  Škára (corium, dermis): dermální vrstva, cca 0.5–0.7 mm silná.
-  Podkožní vazivo (tela subcutanea): tuková vrstva [10, 19, 20].

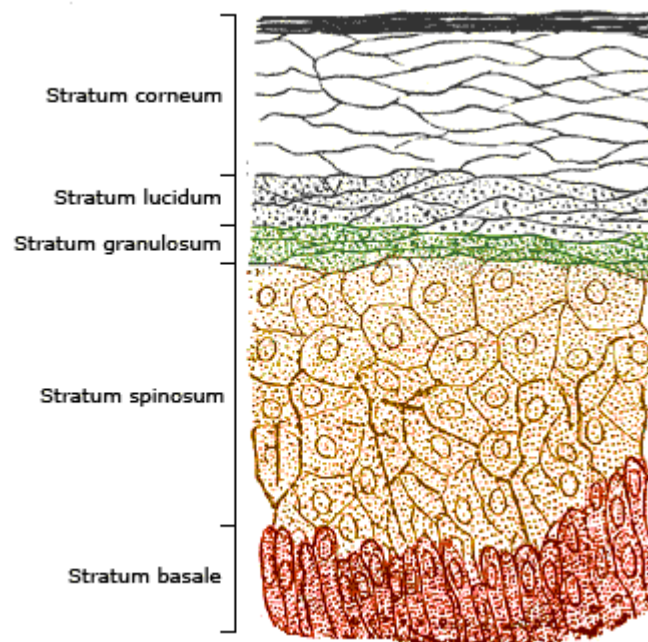


Obrázek 4.1: Průřez kůží. Tři základní vrstvy. [21]

Epidermis je primární bariéra chránící tělo před cizími, vnějšími vlivy. Tato vrstva kůže je tvořena vícevrstevným rohovatějícím dlaždicovým epitelem. Nejsvrchnější buňky rohovatějí, odlupují se a jsou nahrazovány buňkami z hlubších vrstev. Obsahuje kožní pigment melanin, který tělo chrání před UV zářením, bílkovinu keratin, ta zajišťuje voděodolnost. Dále obsahuje korneocyty (pojivová funkce), Langerhansovy buňky (zajišťují imunitní reakce kůže), Merkelovy buňky (senzorické). V epidermis se nenachází žádné cévy.

Součástí pokožky jsou kožní deriváty, jako jsou vlasy, chlupy, nehty, kožní žlázy. Vlasy a chlupy jsou velice důležité pro popáleninovou diagnostiku. V závislosti na pohlaví, rase, věku a umístění na těle se liší svými vlastnostmi a hustotou porostu. Vlas se skládá z volné části a z kořene vlasu včetně vlasové cibulky. Kořen vlasu je obalen dvěma epitelovými pochvami. Po popáleninovém traumatu se vnější část chová jako zdroj nové epidermis. Pokud se tato část obalu vlasového kořene zachová, je možná spontánní regenerace kůže bez nutnosti autotransplantace. Epidermis se skládá z pěti vrstev (Obrázek 4.2) [10, 19, 20, 22]:

- stratum basale,
- stratum spinosum,
- stratum granulosum,
- stratum lucidum,
- stratum corneum.



Obrázek 4.2: Průřez vrstvami epidermis. Pět vrstev. [23]

Stratum basale je nejhlouběji uložena vrstva zárodečných buněk cylindrického tvaru. Jsou uloženy kolmo k bazální membráně mezi pokožkou a škárrou. Buňky *stratum basale* doplňují buňky výše situované pokožky. V této vrstvě jsou buňky – melanocyty – způsobující zbarvení kůže.


Stratum spinosum je ostnitá vrstva tvořena 5–6 řadami buněk, jež jsou spojeny desmozomy (výběžky buněk základní vrstvy). Prostory mezi buňkami vyplňuje tkáňový mok, který zajišťuje transport výživných a rozpadových látek.


Stratum granulosum je zrnitá vrstva. Tvoří je zploštělé buňky obsahující keratohyalin podílející se na výstavbě keratinu (proces rohovatění).

Stratum lucidum je světlá vrstva nejvíce vyvinuta na dlaních a chodidlech. Ochrana epidermis před vodnatými roztoky (eleidin). Tenká vrstva 2–3 vrstev buněk. Probíhá zde přeměna keratohyalinu na glykogen a eleidin (lipoproteinová acidofilní světlolomná substance). Buňky jsou bezjaderné, vysoce enzymaticky aktivní.

Stratum corneum je nejsvrchnější rohová vrstva epidermis (1.4–6.2 μm). Tvoří ji 15–20 vrstev zcela zploštělých, bezjaderných buněk. Tyto buňky rohovatí (keratinizované buňky).

Dermis, corium, je střední a nejsilnější vrstva kůže. Je poddajná, pružná, tvořena vazivovou vrstvou, která má ochrannou funkci. Obsahuje vlákna tří druhů – kolagenní, retikulární a elastická. V této vrstvě vedou cévy, nervy, kožní adnexa (žlázy mazové, potní, základy nehtů a vlasů), Meissnerova tělíska, Vater–Paciniho tělíska, která zajišťují hmat, vnímání tlaku, tahu a vibrací. Corium se dělí na části *pars papillaris* (povrchová) a *pars reticularis* (hloubková).

 *Papilární* část škáry je jemnější, zvláště směrem k líci, kde vytváří téměř hladký povrch charakteristicky jemným zvrásněním a otvory po chlupcích. Lící kresba nezaniká ani po vyčinění a je charakteristická při určování druhu usně.

 *Retikulární* část škáry je hrubší, skládá se z hrubších kolagenových vláken, často do této části škáry pronikají tukové buňky. Vzájemný poměr papilární a retikulární části se velmi různí. Např. u hovězin je to poměr 1:4, u teletin 1:2, u kozinek 1:1, vepřovice retikulární část nemají.

Tela subcutanea je nejspodnější vrstva kůže. Je tvořena vazivem, krevními a lymfatickými cévami, Vater–Paciniho tělisky, potními žlázami a tukovou vrstvou. Tukové polštáře (*panniculus adiposus*) jsou nejsilnější na břicho, stehnech a hýždích, nejtenčí na očích víčkách. Chrání vnitřní orgány proti tepelným a mechanickým vlivům a funguje jako rezervoár energie [10, 19, 20, 22, 24].

4.2 Fyziologie kůže

Kůže má několik důležitých funkcí, které jsou níže vyjmenovány a stručně popsány.

Bariérová funkce slouží jako ochrana těla proti fyzikálním, chemickým, biologickým vlivům a UV zářením.

Sekreční funkce zajišťuje produkci a vylučování keratinu (mechanická ochrana proti chemickým a fyzikálním vlivům), melaninu (fotoprotekce proti UV záření), potu a mazu. Dále vylučování CO₂, H₂O, NaCl (soli), dusíkatých látek a lipidů.

Metabolická funkce – součástí metabolismu celého těla. Metabolismus sacharidů, bílkovin, tuků. Syntéza vitamínu D vlivem UV záření.

Regulativní funkce vychází ze semipermeability kůže. Propustnost závisí na stavu stratum corneum. Termoregulace těla probíhá prostřednictvím změn prokrvení kůže (AV anastomózy (zkratu)), pocení a odpařování vody.

Resorpční funkce resorbuje látky rozpustné v tucích (vitamíny A, D, E, K, hormony), ale i toxické látky (kyanovodík, anilin – průmyslové otravy)

Senzorická funkce zajišťuje příjem informací o okolním i vnitřním prostředí jako je teplota, dotyk, tlak, bolest, svědění a další.

Imunologická funkce – samočisticí funkce (mikroorganismy, nečistoty v brázdách kožního reliéfu), autodezinfekční procesy (kožní maz, tvorba kyselého pH zabraňuje růstu a vývoji mikroorganismů).

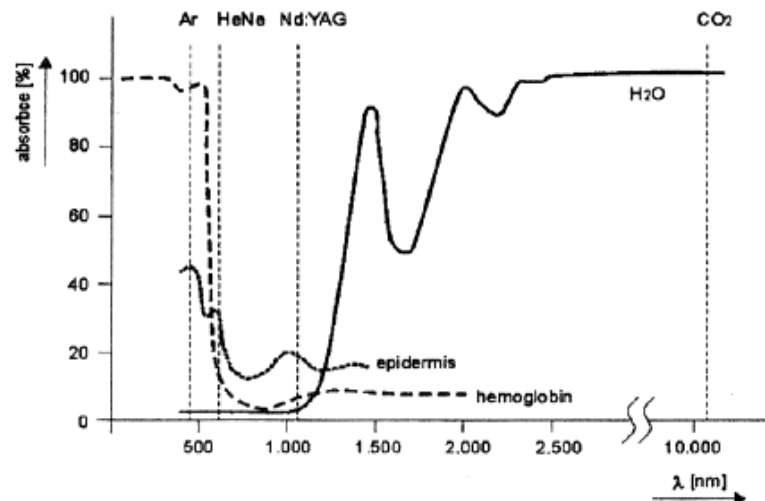
Depotní funkce zajištěn rezervoár vody (vázaná na kolagenní vlákna), energie (glukóza), soli a slouží jako tepelná izolace díky podkožnímu tuku.

Psychosociální funkce nonverbální komunikace. Ovlivňuje vzhled jedince, tím i jeho postavení ve společnosti, pocit méněcennosti, chování.

Percepční funkce vnímání tepla (Ruffiniho tělíška), chladu (Krauseho koncové paličky), hmatu (Merkelova tělíška), dotyku (Wagnerova–Meissnerova tělíška), tlaku a vibrací (Vater–Paciniho tělíška), bolesti (nociceptory), pocitu sucha a vlhkosti, svědění [10, 22, 25].

4.3 Interakce laserového záření s kůží




Optické vlastnosti tkání se různí v závislosti na poměru dopadu a odrazu laserového svazku, absorpce a rozptylu. Jednotlivé vrstvy kůže mají rozdílné indexy lomu, které ovlivňují průnik svazku záření do kůže. Kromě průniku může nastat rozptyl, odraz, přenos (absorpce). Záleží na vlnové délce paprsku a rozdělení absorpčních částíček, chromoforů. Jde o opticky aktivní látku ve tkáních, která je absorpčním cílem pro záření dle jeho vlnové délky. Např. hemoglobin absorbuje záření argonového laseru o vlnové délce 514 nm (Obrázek 4.3).

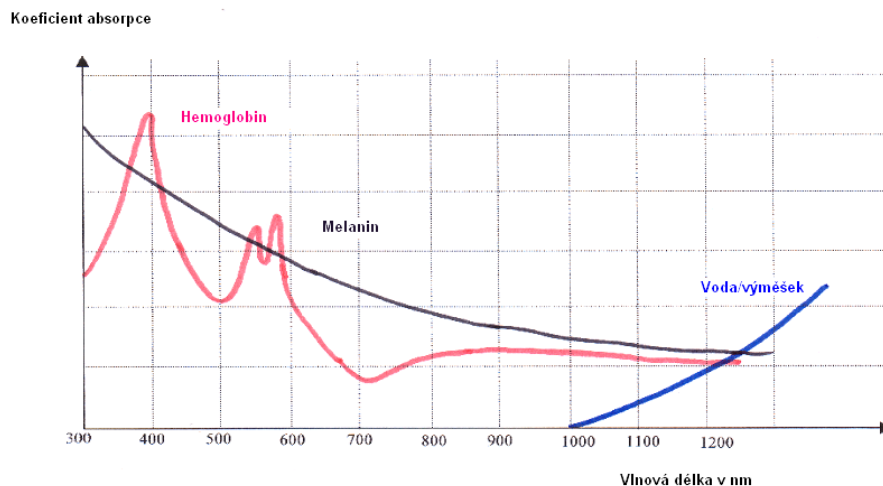


Obrázek 4.3: Optické okno kůže. V rozsahu vlnových délek 600–1300 nm je absorpce laserového záření v epidermis nejnižší. Toto zjištění je důležité pro vhodnou volbu laserů u terapeutických výkonů. [8]

Bylo zjištěno, že po průchodu tkání 4 mm silnou v rozsahu vlnových délek 350–1060 nm klesá intenzita laserového záření na 1 % původní hodnoty. Laserové záření krátkých vlnových délek působí na tkáni fotochemicky, zatímco větší vlnové délky, např. viditelné světlo nebo IR záření, působí účinkem tepelným. Dále to mohou být také účinky ionizační nebo mechanické.

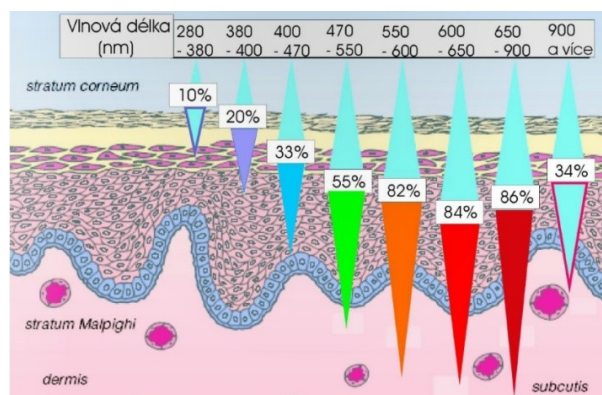
Absorpce laserového záření tkání je mírou, jež vyjadřuje absorpční koeficient. Nejenom jím je určena absorpce tkáně, ale také geometrií tkáně – rozptylem. Jde o anatomické rozložení jednotlivých struktur tkáně, jako jsou cévy, jejich hustota stěn, obsah pevných látek ve tkáni aj. Při průchodu laserového záření tkání se nejvýznamněji podílejí na různé absorpci níže uvedené tři složky (Obrázek 4.4, str. 38) [8, 10, 28, 30]:

-  hemoglobin,
-  melanin,
-  voda.



Obrázek 4.4: Závislost absorpčního koeficientu na vlnové délce záření. [27]

Nejdůležitějším parametrem pro průnik laserového svazku do kůže, je jeho vlnová délka. Delší vlny umožňují hlubší průnik, ovšem s nízkou hustotou energie ve vyšších sférách kůže a vyšší koncentraci energie v oblasti hlubších vrstev kůže. Proto se při volbě laseru, potažmo vlnové délky, řídíme podle hloubky uložení zájmové tkáně. Příkladem je oblast zájmu při vyšetření krevní perfuze kůže zpracovávána v této diplomové práci. Jedná se o vyšetření přibližně 1 mm pod povrchem kůže (oblast dermis), kde pro vyšetření jsou delší vlnové délky namísto (650 – 720 nm) (Obrázek 4.5).



Obrázek 4.5: Závislost hloubky průniku laserového paprsku do tkáně na jeho vlnové délce. [30]

Pokles intenzity záření absorpcí tkání, kterou prochází, lze popsat Lambertovým–Beerovým zákonem

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\beta \cdot x} \quad , \quad (4.2)$$

kde

$I(x)$... je intenzita záření, která prošla tkání tloušťky x ,

I_0 ... je intenzita záření dopadajícího,

β ... je součinitel absorpce [8, 10, 28, 30].

5 Medicínská aplikace laserů

Využití laserového záření v lékařství je velice rozšířené. Uplatnění nachází jak v terapeutických a diagnostických odvětvích medicíny, tak i v dalších klinických oborech. Jen pro přehled je níže vytvořen stručný výčet medicínských aplikací využívající laserovou technologii. Popis jednotlivých výkonů zde uveden není, jelikož to není hlavní náplní práce.

- ▣ Obecná chirurgie
 - ▣ apendektomie (slepé střevo)
 - ▣ vagotomie (bludný nerv)
- ▣ Oftalmologie
 - ▣ bodování odchlípnuté sítnice
 - ▣ diabetická retinopatie
- ▣ Dermatologie
 - ▣ kondylomy (kožní výrůstky)
- ▣ Gynekologie
 - ▣ výkony na děloze, vaječnicích
 - ▣ salpingostomie (vejcovod)
- ▣ Urologie
 - ▣ litotrypse, odstranění ledvinových nebo močových kamenů
 - ▣ tumory močového měchýře
- ▣ Neurochirurgie
 - ▣ cévní malformace
 - ▣ tumory, metastáze mozku
- ▣ Ortopedie
 - ▣ chirurgie kloubů ramene, lokte, kolen
 - ▣ chirurgie páteře, plotének
- ▣ Plastická chirurgie
- ▣ Stomatologie
 - ▣ odstranění zámečku rovnátek, čištění kořenových kanálků
- ▣ Fotodynamická terapie – PDT
 - ▣ terapie zhoubných nádorů
- ▣ LDPI
 - ▣ diagnostika popáleninových traumat

V největším měřítku se laserového záření využívá pro jeho tepelné účinky ke koagulaci, fixaci a řezání tkáně. Proto je důležitá závislost výkonové hustoty paprsku a délky aplikace (Obrázek 5.3, str. 42). Laserová terapie také urychluje hojení a působí analgeticky [8, 10, 28].

5.1 Vybrané typy laserů

Dělení laserů v medicíně není podle načtené a citované literatury jednoznačné. Jsou zde jisté odchylky, ale v celkové podstatě, v principech, se kategorizace příliš neliší. Uvedeny budou všechny možnosti, pro přehled a porovnání.

5.1.1 Rozdělení laserů I.

Dělíme podle účinku laserového záření ve tkáni. Rozdělení je dvojitá, dle výkonové hustoty (výkon paprsku na jednotku plochy: W/m^2 , mW/mm^2).

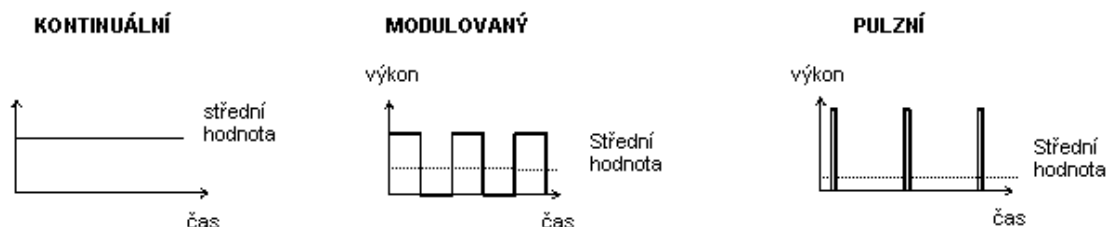
- 1) Operační lasery – HLLT High–reactive Level Laser Treatment:
 - lasery s vysokou výkonovou hustotou používané pro karbonizaci, vaporizaci nebo koagulaci tkáně (ireversibilní fotodestrukce).
- 2) Terapeutické lasery – LLLT Low–reactive Level Laser Treatment:
 - lasery s nízkou výkonovou hustotou používané pro lepší prokrvení hojené tkáně a tím i urychlení hojení, zmírňování chronických bolestí (fotoaktivace).

5.1.2 Rozdělení laserů II.

Toto je mnohem častější dělení laserů v medicínské praxi.


- 1) Power lasery – výkonové lasery, výkon v řádech Wattů:
 - používané pro laserovou depilaci, odstranění cévních lézí, apod.
- 2) Soft lasery – neinvazivní lasery s nízkým výkonem v řádech mW:
 - biostimulační, tzn. protizánětlivé a analgetické účinky,
 - mezi soft lasery se v estetické chirurgii používají lasery s výkonem 100 W ve třech módech: *bodové odpaření* (odstranění nervů, bradavic), *plošné odpaření* (např. laserový výbrus obličeje), *laserový skalpel* (plastická operace spodních víček).




U terapeutických aplikací je třeba dodržovat *terapeutickou dávku*. Jedná se o přesně definovanou dávku elektromagnetického záření, v našem případě laserového záření, za pevně danou jednotku času absorbovanou pacientem. Při podhodnocení nebude mít terapie žádané účinky a v opačném případě může terapie působit i škodlivě pro pacienta [8, 10, 31].








Obrázek 5.1: Druhy provozu laserů. [31]


Terapeutické lasery se dělí hned do několika kategorií dle různých vlastností, parametrů, které jsou pro ně typické. Jedná se o vlnovou délku laserového záření, výkon laserů, jeho druh provozu, tvar paprsku, ovládaní paprsku a jiné.



 Rozdělení podle výkonu:

-  do 1 mW (třída 2),
-  do 5 mW a výkonové hustoty 25 W/m^2 (třída 3A),
-  do 500 mW (třída 3B).




 Rozdělení podle vlnové délky záření:

-  450–500 nm (modrá barva),
-  500–550 nm (zelená barva),
-  600–700 nm (červená barva),
-  700–950 nm (infračervený).



 Rozdělení podle druhu provozu (Obrázek 5.1, str. 40):

-  kontinuální režim,
-  pulzní režim.




 Rozdělení podle tvaru paprsku:

-  paralelní, koliminovaný,
-  rozbíhavý bez ohniska,
-  rozbíhavý s ohniskem (Obrázek 5.2).

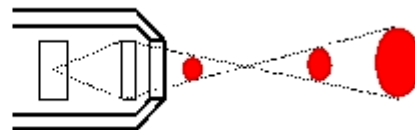
 Rozdělení podle počtu paprsků:

-  jednopaprskové,
-  vícepaprskové.

 Rozdělení podle ovládaní paprsků:

-  ruční,
-  strojní (řádkové rastrování),
-  bodové [8, 10, 31].

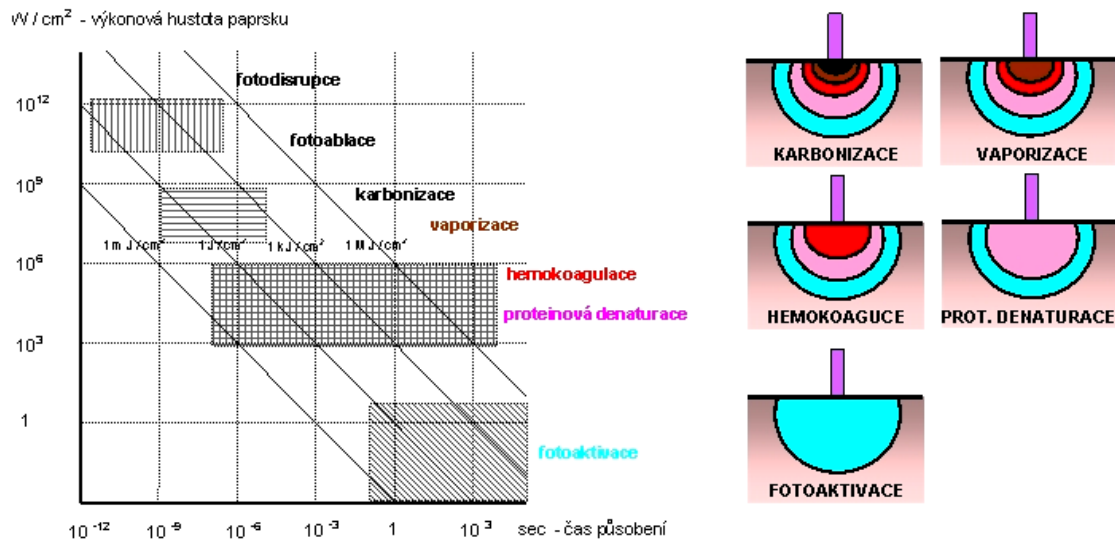
ROZBÍHAVÝ S OHNISKEM



Obrázek 5.2: Laser s rozbíhavým tvarem paprsku s ohniskem. Výkonová hustota se zmenšuje s rostoucí vzdáleností od ohniska. [31]

☞ Rozdělení podle určení a užití:

- ☐ kapesní, ruční, tužkové,
- ☐ klinické stacionární, přenosné,
- ☐ plošné ruční vícepaprskové, rastrovací (skenovací), řádkové, bodové.



Obrázek 5.3: Vlevo: Závislost výkonové hustoty na délce aplikace laserového svazku. Vpravo: Aktivace a zbytnění okolní tkáně v místě působení terapeutického zdroje v závislosti na výkonové hustotě, vlnové délce a trvání působení laserového svazku. [31]

System aktivace měkkých tkání spočívá v několika bodech. Jde o to, že aplikací terapie laserovým zářením, energetickou dávkou, v jednom bodě nepůsobíme pouze na povrchu. Aktivují se i okolní měkké tkáně a jejich objem se působením terapeutického podnětu dále zvětšuje. Tato zvětšující se aktivovaná tkáň tvarem připomíná jablko (Obrázek 5.3). Záleží především na výkonové hustotě laserového svazku, jeho vlnové délce a době trvání. Nejedná se však o energetickou dávku aplikovanou na jednotku plochy [8, 10, 31].

6 Dopplerův jev

Jestliže se pohybují zdroj nebo přijímač elektromagnetických vln nebo oba současně vůči sobě, můžeme pozorovat změnu přijímané frekvence vzhledem ke konstantní frekvenci vysílače. Tento efekt se nazývá Dopplerův jev (nebo také Dopplerův posuv, Dopplerovský posun) podle rakouského fyzika a matematika Christiana Andrese Dopplera.



Obrázek 6.1: Ch. A. Doppler [35]

Vysvětlení Dopplerova jevu je jednoduché. Pohybuje-li se pozorovatel (posluchač, příjemce, detektor) směrem ke zdroji vlnění, popřípadě zdroj vlnění k pozorovateli, potom pozorovatel bude vnímat vyšší frekvenci vlnění než je skutečná, původní, frekvence zdroje vlnění. A naopak v opačném případě, pokud se bude pozorovatel pohybovat směrem od zdroje, popřípadě se zdroj vlnění bude vzdalovat od pozorovatele, potom pozorovatel uslyší frekvenci nižší, než je skutečná, původní, frekvence vlnění. Tuto změnu frekvence způsobuje nahuštění, popřípadě zředování akustických vlnoploch ve směru pohybu pozorovatele nebo zdroje vlnění (Obrázek 6.3, str. 44).

Je důležité poznamenat, že Dopplerův jev se vyskytuje nejen u akustického nebo ultrazvukového vlnění, ale u každého mechanického i elektromagnetického vlnění. Matematicky je Dopplerův jev popsán následující rovnicí

$$f = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{v}{c}\right), \quad (6.1)$$

kde

f ... je frekvence pozorované vlny,

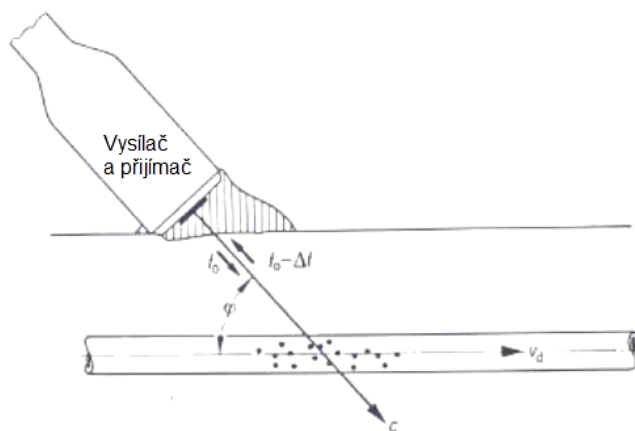
f_0 ... je frekvence zdrojem generované vlny,

v ... je relativní rychlost pohybu zdroje ve směru k/od přijímači/če,

c ... je rychlost šíření vlny.

Znaménko \pm označuje směr pohybu. Pokud se pozorovatel bude pohybovat směrem ke zdroji vlnění, bude frekvence narůstat, tudíž použijeme znaménko *plus*. Pokud se pozorovatel

bude pohybovat směrem od zdroje, použijeme znaménko *minus*, frekvence se bude snižovat [10, 33, 34, 36].



Obrázek 6.2: Dopplerovská velocimetrie. Frekvenční posuv způsobený odrazem vln od pohybujících se struktur. Tyto frekvence tvoří Dopplerovské spektrum $f_0 \pm \Delta f$. [36]

6.1 Dopplerovská velocimetrie

Jedná se o měření rychlosti pohybujících se elementů pomocí Dopplerova jevu. Část signálu vyslaná z vysílače se odrazí od pohybujícího se objektu a frekvenčně se posune (Obrázek 6.2, str. 43). Tyto posuvy tvoří Dopplerovské spektrum $f_0 \pm \Delta f$. Výpočet spektra posuvu je popsán

$$\Delta f = f_E - f_0 = 2 \cdot f_0 \cdot \frac{v_d \cdot \cos(\varphi)}{c}, \quad (6.2)$$

kde

Δf ... je rozdíl frekvencí závislé na úhlu odrazu,

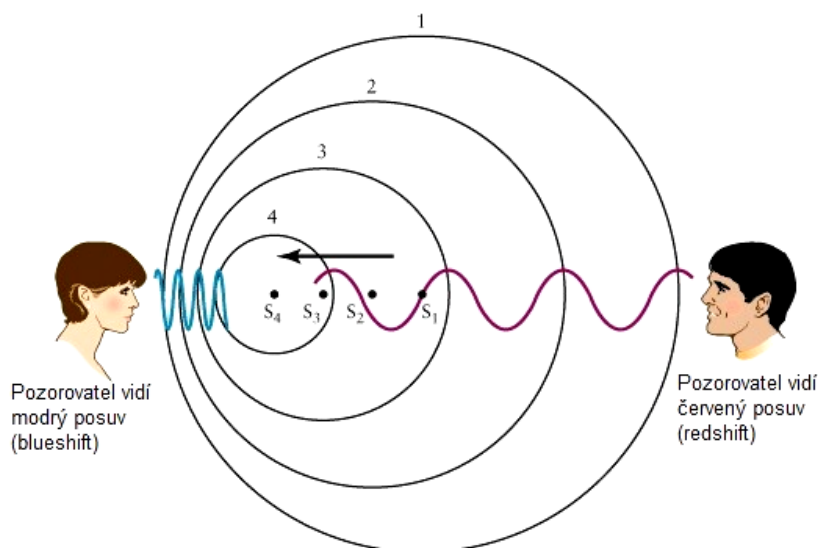
f_0 ... je frekvence zdrojem generované vlny,

f_E ... je modulovaná frekvence vstupující do detektoru,

v_d ... je relativní rychlost pohybujících se struktur,

c ... je rychlost šíření vlny,

φ ... úhel sevřený vektorem rychlosti pohybující se struktury a vektorem rychlosti vlny vyslané zdrojem [10, 33, 34, 36].



Obrázek 6.3: Znázornění Dopplerova jevu v akustice. Zdroj vlnění (S_1 - S_4) se pohybuje ve směru šipky zprava doleva. Jednotlivé vlnoplochy odpovídají jednotlivým pozicím zdroje vlnění. Pozorovatel, ke kterému se zdroj blíží, naměří frekvenci vyšší, než je zdroji vlastní (střed viditelné oblasti se posouvá k modrému konci spektra, proto blueshift). Pozorovatel, od kterého se zdroj vzdaluje, naměří frekvenci nižší, než je zdroji vlastní (střed viditelné oblasti se posouvá k červenému konci spektra, proto redshift) [32].

V případě této práce, budeme uvažovat svazek laserového záření, vysílání fotonů o frekvenci f_0 . Částice se odráží od pohybujících se struktur v kožním cévním řečišti (např. od krevních erytrocytů; mimo jiné) pohybujících se rychlostí v .

Vektor v svírá se spojnicí laser-objekt úhel φ . Z toho následně plyne, že Dopplerův jev se zde uplatňuje dvakrát. Objekt, který se pohybuje od zdroje „zaznamenává“ frekvenci posunutou o hodnotu Δf . V tu chvíli se sám stává zdrojem odraženého vlnění s frekvencí $f_1 = f_0 + \Delta f$, které je detekováno v tomtéž zařízení, jenž obsahuje i zdroj původního záření. A protože se detektor pohybuje od odrážejícího objektu stejnou rychlostí, bude detektor zaznamenávat „novou“ frekvenci f danou (6.1, str. 43), tj.

$$f = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{v}{c}\right)^2, \quad (6.3)$$

kde

- f ... je frekvence pozorované vlny,
- f_0 ... je frekvence zdrojem generované vlny,
- v ... je relativní rychlost pohybu zdroje ve směru k/od přijímači/če,
- c ... je rychlost šíření vlny.

Z toho vyplývá výpočet rychlosti pohybujícího se krevního nebo jiného elementu, který se aplikuje jak u klasické ultrasonografie, tak i u dopplerovské USG. Zde je nejdůležitější zohlednit úhel, pod kterým vyšetřovací paprsek na objekt působí. Úhel φ svírající spojnice vysílač-objekt a vektor pohybu objektu, tj.

$$v = (\Delta f) \cdot \frac{c}{2 \cdot f_0 \cdot \cos(\varphi)}, \quad (6.4)$$

kde

- v ... je rychlost pohybujícího se krevního (nebo jiného) elementu,
- Δf ... je rozdíl frekvencí závislé na úhlu odrazu,
- f_0 ... je frekvence zdrojem generované vlny,
- c ... je rychlost šíření vlny,
- φ ... úhel sevřený vektorem rychlosti pohybující se struktury a vektorem rychlosti vlny vyslané zdrojem.

Dopplerovská velocimetrie se využívá k měření rychlosti toku krve cévami, k určování zpětného a dopředného toku krve a zkoumání celkového stavu kardiovaskulárního systému lidského těla, srdce nevyjímaje [10, 33, 34, 36].

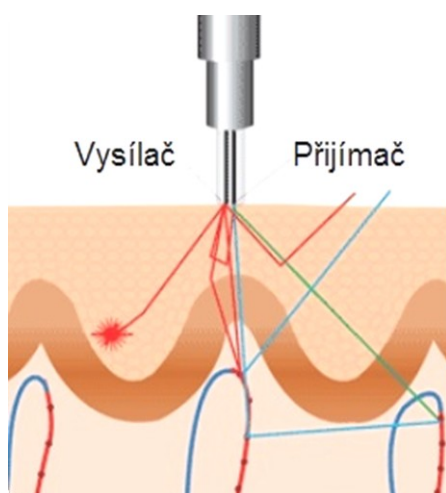
6.2 Laserová dopplerometrie

V této práci se spíše než na rychlost zaměříme na míru krevní perfuze. Jde o součin rychlosti a množství tekutiny do místa zájmu přitékající a od něj opět odtékající zpět.

Perfuze je průtok krve, nebo jiné tekutiny, orgánem, tkání. Perfuze zajišťuje zásobení kyslíkem a živinami, dále transport odpadních látek metabolismu. Její dostatečnost je nezbytná pro správnou funkci systému. Je ovlivněna krevním tlakem, množstvím krve, činnosti srdce a tekutinami v organismu.

Jelikož se ve vyšetřovaném místě kůže, i pod ní, vyskytují vedle pohyblivých elementů (nejčastěji erythrocyty) i statické struktury, bude docházet ke dvěma jevům. V prvním případě se fotony laserového záření, rozptýlené pohyblivými elementy, frekvenčně posunou, tzv. podlehnou dopplerovskému posuvu. Naopak ve druhém případě fotony rozptýlené statickými strukturami zůstanou frekvenčně nepozměněny (Obrázek 6.4). Část záření rozptýlena zpět do fotodetektoru v blízkosti zdroje (laseru) bude kombinací záření s frekvenčním posunem a záření bez změny frekvence.

Kromě toho nastane individuální posun fotonů v závislosti na rychlosti v a na úhlu φ . Za předpokladu stacionárního proudění se úhel φ efektivně vystředuje. Výsledkem je deformace spektra původně monochromatického záření laseru. Smísením fotonů s různými hodnotami dopplerovského posuvu ve fotodetektoru dojde k modulaci proudu na výstupu detektoru. Při vyšších hustotách dopplerovského posuvu vytváří detektor vyšší frekvenci proudu, zatímco magnituda fluktuující části proudu je úměrná počtu pohyblivých rozptylových center (krevních buněk). Z proměnlivého proudu fotodetektoru se po filtraci signálu odvozuje signál, který je úměrný perfuzi, tj. součinu koncentrace rozptylových center a jejich průměrné rychlosti [10, 37].



Obrázek 6.4: Princip laserového dopplerovského zobrazování (LDPI). Laserové záření proniká do kůže, kde je rozptýleno pevnými a pohyblivými strukturami. V závislosti na odrážejícím objektu dochází k dopplerovskému posuvu, či ne. Intenzita a frekvenční posuv záření odraženého zpět do fotodetektoru jsou podrobeny analýze, na jejímž základě je stanovena krevní perfuze. [37]

7 PeriScan PIM 3 System

PeriScan PIM 3 System švédské firmy Perimed AB je kompaktní systém pro zobrazování krevní perfuze laserdopplerovskou metodou skenování. Skenuje pokožku nízkoenergetickým laserovým svazkem a vytváří barevně kódované obrazy krevní perfuze mikrovaskulárního systému pokožky. Měření je méně dynamické než u jednobodového dopplerovského monitorování, nicméně výhodou je možnost studovat a analyzovat mikrocirkulaci pokožky na větší ploše. Rozlišení obrazu je maximálně 256×256 diskretních bodů. Měření jsou neinvazivní a nevyžadují přímý fyzický kontakt s pacientem.

Systém má mnoho různých využití aplikovaných jak u lidí, tak i u zvířat. Běžně je užíván pro ambulantní hodnocení popáleninových traumat, špatně se hojících ran, vývoj výrobků v oblasti péče o pleť, ale i k hodnocení mikrocirkulace zdravé tkáně pokožky. Ve výzkumu na zvířatech je metoda obecně používána pro angiogenezi a výzkum modelů úrazů, nebo u chirurgických operací k zobrazení krevní perfuze operovaných orgánů.

PeriScan PIM 3 System se skládá z přístroje samotného, který skýtá rameno s měřicí hlavicí (Obrázek 7.1), a softwaru LDPIwin [37, 40].

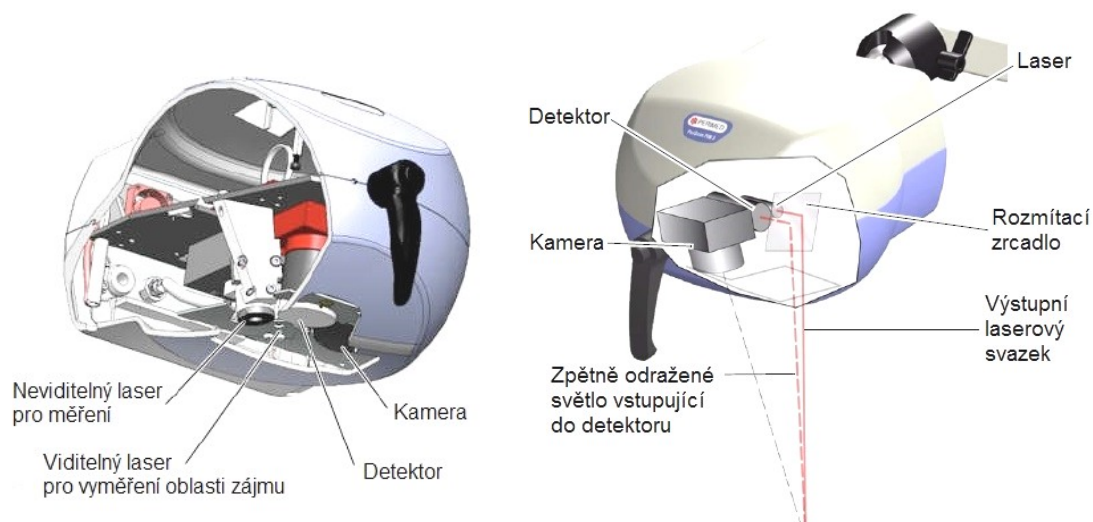
7.1 Popis přístroje PeriScan PIM 3

PeriScan PIM 3 je malý, lehký a může se stát součástí téměř každého stolu v měřicí místnosti, laboratoři či ambulanci, nebo může být instalován na pojízdný stůl, což umožní flexibilní používání a mobilitu v prostoru. Barevná kamera implementovaná uvnitř skenovací hlavičky pořizuje kvalitní snímky vyšetřovaných oblastí, které později mohou sloužit k jednodušší identifikaci pole oblasti zájmu v perfuzní mapě.

Data jsou analyzována firmou Perimed AB vytvořeným a dodávaným softwarem LDPIwin. Vyšetřovanou oblast zájmu je možno zobrazit jako perfuzní mapu vaskulární mikrocirkulace pokožky, jako obraz intenzity laserového svazku vstupujícího zpět do detektoru po odrazu, nebo jako barevnou fotografii. Data a nastavení každého konkrétního měření lze exportovat do běžně používaných softwarů Microsoft® Word, Microsoft® Excel, PDF formát. Skenovací hlavička je jednoduše připojena k počítači dvěma USB kabely; napájena je z elektr. sítě [37, 40].



Obrázek 7.1: Rameno s hlavicí PeriScan PIM 3. [37]



Obrázek 7.2: *Vlevo:* Průřez skenovací hlavicí PeriCam PSI. *Vpravo:* Průřez skenovací hlavicí PeriScan PIM 3. [37][40]

7.1.1 Skenování, laserová dopplerometrie

PeriScan PIM 3, lasserdopplerovský snímač krevní perfuze, využívá pro svou činnost nízkointenzitní diodový laser o vlnové délce 658 nm a průměru svazku 1 mm. I když se pohyb laserového svazku při skenování jeví jako spojitý, každé měření je ve skutečnosti tvořeno z mnoha diskrétních měřicích bodů. Paprsek při činnosti skenuje povrch kůže sekvenčně po krocích (Obrázek 7.4, str. 50). Maximální počet měřicích bodů je 256×256 , tzn., že v jednom obraze je přes 65000 naskenovaných bodů. Nejeftivnější skenovací krok je takový, který je roven průměru skenovacího svazku (Tabulka 7.1, str. 49). Aby se zabránilo pohybovým artefaktům, před každým samotným měřením se laserový paprsek zastaví na dobu přibližně 15 ms. To znamená, že se paprsek při vzorkování vzhledem k vyšetřované oblasti nepohybuje. V každém místě měřené oblasti proniká monochromatický svazek laseru několik set mikrometrů pod povrch kůže.

Interakcí fotonů světelného svazku laseru s pohyblivými krevními elementy, nejčastěji červené krvinky (erytrocyty), které laserové fotony nepohlcují, ale odrážejí, se část fotonů frekvenčně posune podle Dopplerova principu. Zbylé částice, které jsou odraženy statickými strukturami tkáně, zůstanou frekvenčně nepozměněny. Na detektor, uvnitř skenovací hlavičky, tudíž působí kombinace částic frekvenčně posunutých a bez frekvenčního posunu. Superpozice odražených světelných paprsků působí na detektor, kde se fotoelektricky modulují na výstupní proud detektoru, jenž je úměrný krevní perfuzi, tj. součinu koncentrace rozptylových center (krevních buněk) a průměrné rychlosti pohyblivých elementů. Při vyšších hustotách (objemu) dopplerovského posuvu, způsobené rychle se pohybujícími krevními elementy, vytváří detektor vyšší frekvenci proudu, zatímco magnituda fluktuující části proudu je úměrná počtu pohyblivých rozptylových center [40].

Poté je signál filtrován a vypočítává se jeho okamžitý výkon, který je lineární k perfuzi tkáně. Při sběru vzorků zpětně odraženého světla je zásadní a velice důležité, aby se zabránilo pohybovým artefaktům, tzn. vzájemnému pohybu laserového paprsku a vyšetřované tkáně. Toho je docíleno patentovaným způsobem postupného řízení snímání, viz první odstavec textu této kapitoly.

Šířka pásma procesoru pro zajištění zpracování Dopplerovým jevem modulovaného signálu detektoru je 50 Hz až 15 kHz (f_{MAX}). Vycházíme-li ze vztahu pro Dopplerův posun (6.2, str. 44), dostaneme pro maximální detekovanou rychlost výpočet

$$|v_{MAX}| = \frac{\lambda_0 \cdot f_{MAX}}{2} \left[\text{mm} \cdot \text{s}^{-1} \right], \quad (7.1)$$

kde v_{MAX} je maximální přípustitelná rychlost pohybu krevního elementu, λ_0 je vlnová délka laserového paprsku. Pro PeriScan PIM 3 je [10, 40]

$$|v_{MAX}| \approx 5 \text{mm} \cdot \text{s}^{-1}. \quad (7.2)$$

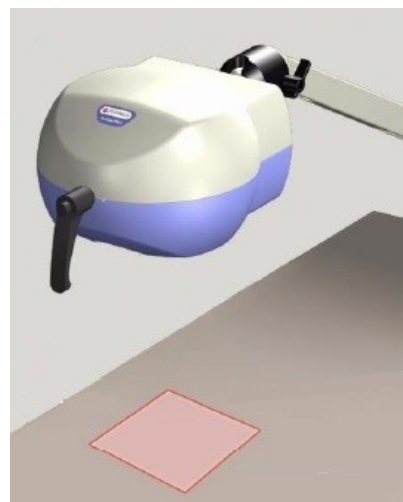
7.1.2 Popis skenovací hlavičky PeriScan PIM 3 Imager

Skenovací hlavička (Obrázek 7.2, str. 48) obsahuje generátor laserového záření, pevnolátkový laser, vlnové délky 658 nm. Dále obsahuje fotodetektor, který snímá zpětně odražené fotony. Obsahuje rozmítací zrcadlo pro sekvenční skenování laserem a vyměření oblasti zájmu (Obrázek 7.3). Poslední částí skenovací hlavičky je digitální kamera, která pořizuje snímky oblasti zájmu pro snadnější identifikaci vyšetřovaného místa. Samotná skenovací hlavička má rozměry 22 cm × 15 cm × 20 cm a hmotnost 2.0 kg.

Skenovací rychlost závisí na formátu obrazu, který chceme snímat (Tabulka 7.1). Samozřejmě také záleží na hardwarové výbavě připojeného počítače se softwarem LDPIwin [40, 41].

Formát obrazu [body]	Skenovací doba [s]
10 × 10	4
20 × 20	15
50 × 50	90
100 × 100	370 (6min10s)

Tabulka 7.1: Přibližné doby skenování. [40]



Obrázek 7.3: Vyznačení vyšetřované oblasti laserem. [40]

Mód	Skenovaná oblast [cm]	Délka kroku [mm]
Low	14.8×16.0	3
Medium	9.7×10.5	2
High	4.8×5.2	1
Very High	2.4×2.6	0.5

Tabulka 7.2: Předdefinované módy skenování při vzdálenosti od tkáně 25 cm a formátem obrazu 50 × 50 bodů. [40]

Interpolací získaných obrazů si může uživatel změnit velikost výstupního obrazu (Viewing Scale Level) z defaultního Level 4 na vhodnější velikost. Interpolace nijak neovlivňuje naměřená data. Aktuální velikost skenované oblasti a vzdálenost mezi dvěma měřenými body závisí na vzdálenosti a úhlu skenovací hlavičky a tkáně, na vybraném módu rozlišení skenu.

Laserový generátor

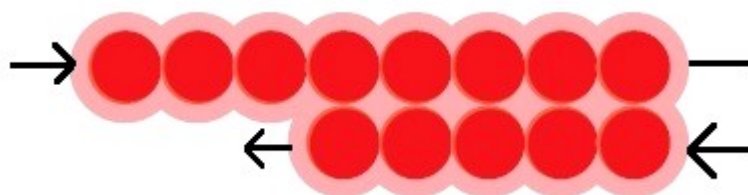
PeriScan PIM 3 používá pevnolátkový laser typu laserová dioda. Generuje záření o vlnové délce 658 nm. Svým výkonem se řadí do 2. třídy laserů (dle IEC 60825-1:2001). Generuje paprsek o výstupním výkonu maximálně 1 mW a průměru svazku 1 mm.

Fotodetektor

Fotodetektor snímá zpětně odražené fotony jak s frekvenčním posunem (odražené od pohyblivých elementů), tak i s původní frekvencí (odražené od statických struktur). Fotony na fotodetektoru vyvolají modulaci proudu podle hustoty dopplerovsky posunutých komponent. Výsledný signál je poté filtrován a představuje linearitu s perfuzí, je tedy úměrný počtu a rychlosti pohybu krevních elementů.

Zrcadlo

Rozmítací zrcadlo plní funkci pohybu laserového svazku po měřicích bodech [40, 41].



Obrázek 7.4: Ideální krokování měřicího svazku. Probíhá sekvenčně. Délka kroku je rovna průměru laserového svazku. [41]

Digitální kamera

Digitální kamera ve skenovací hlavici slouží k vytváření fotografií oblastí zájmu pro pozdější snadnou orientaci ve vyšetřované oblasti. Jde o barevnou kameru s CMOS čipem a rozlišením 1280×1024 pixelů a digitálním zoomem [40, 41].

7.2 Popis LDPIwin 3.1.3 Software

LDPIwin 3.1.3 je nahrávací a analytický software vytvořený speciálně pro PeriScan systémy. Lze s ním jak ovládat PeriScan PIM 3 (samozřejmě s nainstalovanými ovladači dodávanými výrobcem), tak i zpracovávat získané skeny. Pracovní prostředí je velice uživatelsky příznivé, orientace v nabídkách a mezi funkcemi je intuitivní. V globálu příliš nerozptyluje obsluhu od práce s pacientem. Software má velice jednoduché nastavení základních parametrů měření, jako jsou rozlišení snímku, skenovací mód a velikost zájmové oblasti. Software nabízí čtyři skenovací módy, které budou dále v textu popsány.

LDPIwin 3.1.3 nabízí uživateli jak exaktní numerické přehledy měřených veličin, tak i barevné perfuzní mapy a fotografie oblastí zájmu pro komplexní přehled o vyšetřovaném místě. Vyšetřující lékař může ve snímcích označit oblasti zájmu, tzv. ROI (regions of interest), pro detailní posouzení perfuze v místě vyznačení. Jakákoliv data a nastavení měření mohou být exportována do dalších běžně používaných softwarů, pro budoucí zpracování, jako jsou Microsoft® Word, Microsoft® Excel, PDF formát.

V níže uvedeném textu se zaměříme pouze na základní a nejužitečnější části softwaru LDPIwin 3.1.3, které jsou důležité pro praktickou část této práce a jsou i nejčastěji využívanými prvky vyšetření na popáleninovém centru (PC) Fakultní nemocnice Ostrava.

7.2.1 Panel nástrojů

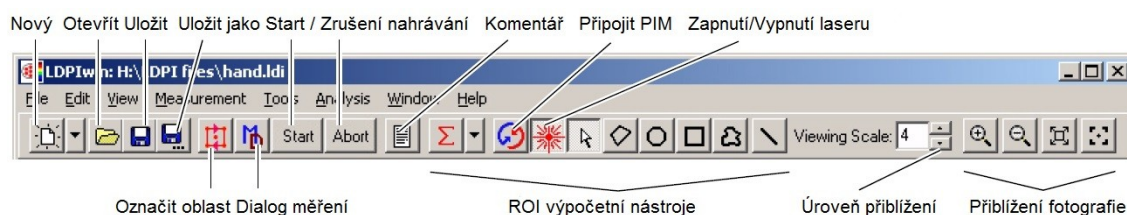
Popis jednotlivých prvků panelu nástrojů z Obrázek 7.5 na straně 52.

Nový, otevřít, uložit a uložit jako jsou tak notoricky známé funkční prvky většiny programů, že není třeba je dále vysvětlovat.

Start/Stop nahrávání zapíná a vypíná sběr dat v průběhu měření.

Komentář umožňuje připojit vlastní poznámky ke konkrétnímu měření.

Připojit PIM znamená připojení skenovací hlavičky k počítači po zapnutí programu; navázání datového spojení mezi hlavicí a počítačem. Je třeba tento krok učinit jako první věc po zapnutí LDPIwin [40, 41].



Obrázek 7.5: Hlavní ovládací panel softwaru LDPIwin 3.1.3 s popisem. [40]

Zapnutí/Vypnutí laseru zapíná nebo vypíná laser.

Označit vyšetřovanou *oblast* laserovým čtvercem (viz Obrázek 7.3, str. 49).

Otevření *dialogového* okna *měření* pro volbu skenovacího módu a nastavení parametrů měření.





ROI výpočetní nástroje slouží pro označení detailní oblasti zájmu v perfuzním snímku (Obrázek 7.7, str. 54).

Úroveň přiblížení je defaultně nastavena na úroveň 4 velikosti okna s výsledky měření, ale lze ji zvětšit nebo zmenšit dle potřeb uživatele.

Přiblížení fotografie ovládá velikost barevné fotografie dle potřeb uživatele.

7.2.2 Volba a nastavení módu skenování

Software LDPIwin nabízí 4 módy skenování:

-  single mode,
-  repeated mode,
-  sequential mode,
-  duplex mode.

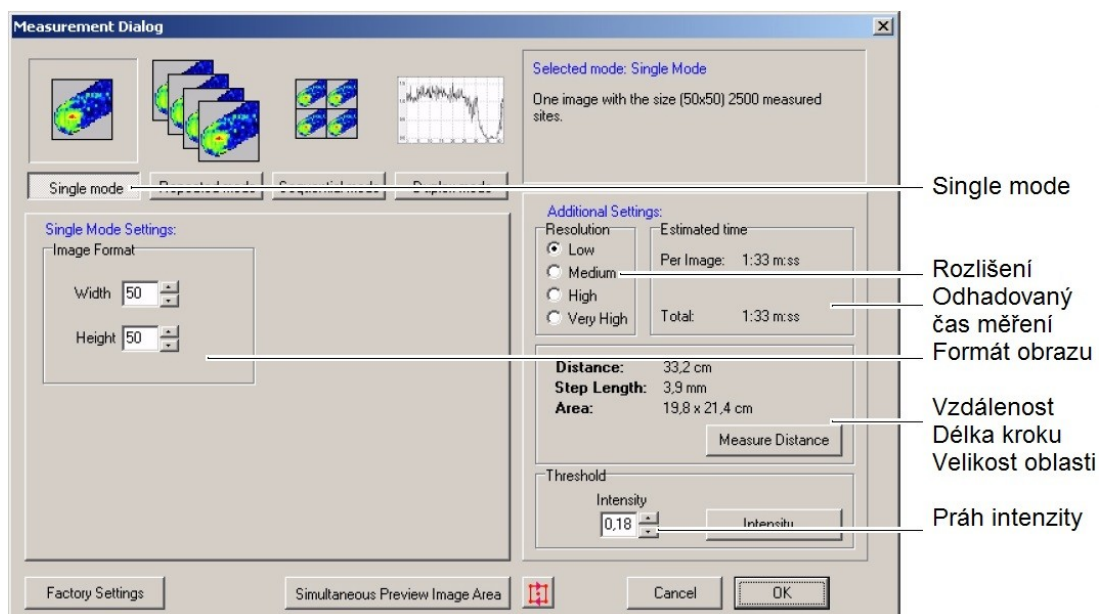
Repeated a *Sequential* módy jsou pouze funkčním rozšířením *Single* módu a pro tuto práci nejsou významné. Proto se o nich zmíníme jen stručně.

Repeated mode

Zaznamená předdefinovaný počet obrazů v daných časových rozestupech mezi jednotlivými skenováními. Začátek skenování si uživatel spustí sám nebo použije automatické spuštění. Mód je vhodný pro sledování změn perfuze v čase.

Sequential mode

Slučuje 4, 16 nebo 64 za sebou zaznamenaných perfuzních snímků různých rozlišení, podle počtu snímků, do jedné perfuzní mapy. Začátek skenování si uživatel spustí sám nebo použije automatické spuštění [40].

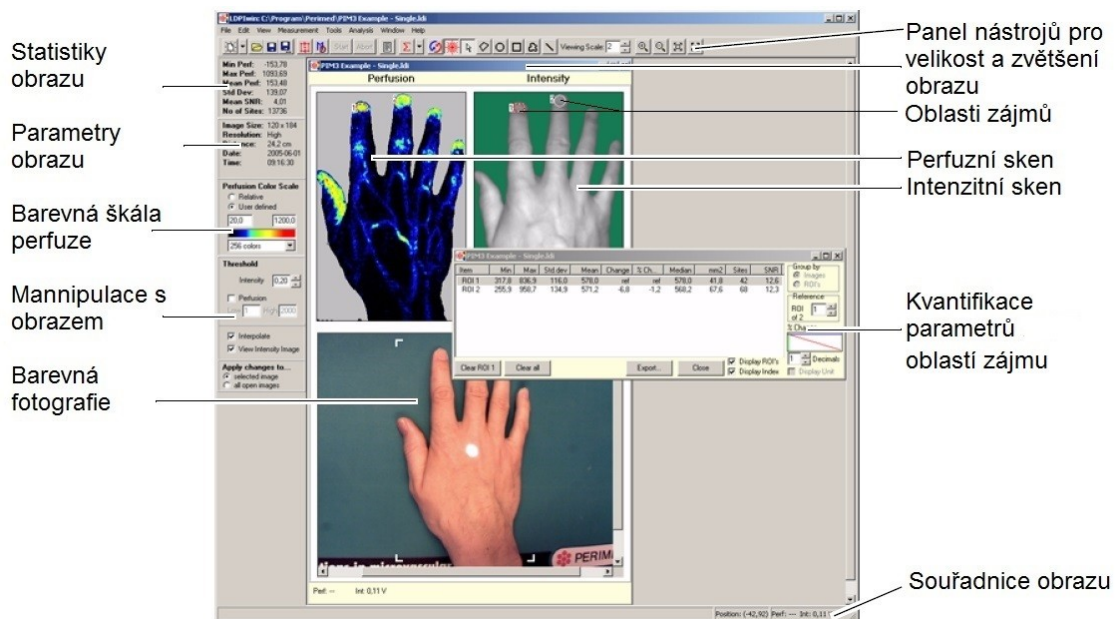


Obrázek 7.6: Dialogové okno pro nastavení parametrů v Single módu. Nastavení rozlišení snímku, velikosti obrazu, práhu intenzity. „Vzdálenost“ je vzdálenost skenovací hlavičky od pokožky. [40]

Single mode

Zaznamená pouze jeden statický snímek, obraz. Uživatel si může nastavit velikost obrazu, rozlišení snímku a práh intenzity (Obrázek 7.6). Výstupem měření jsou tři druhy snímků. Barevná fotografie, intenzitní sken a perfuzní sken (Obrázek 7.7, str. 54). Intenzitní sken je konstruován na základě intenzity laserového záření odraženého zpět do fotodetektoru bez ohledu na Dopplerův posun. Rozlišení intenzitního skenu je shodné s rozlišením perfuzního skenu. V klinické praxi je vyšetřovaná část těla pacienta umístěna na sterilní podložku zelenomodré barvy, která dobře pohlcuje červené světlo laseru. Tím se docílí intenzitního kontrastu mezi vyšetřovaným objektem a okolím. Intenzitní sken je užitečný především při digitálním zpracování pro vytvoření masky, s jejíž pomocí lze definovat průhlednost okrajových oblastí perfuzních map.

Na levé straně obrazovky se nachází panel statistických údajů snímku a ovládací prvky postprocessingových úprav. Může se zde měnit škála barev perfuze, počet použitých barev (6 nebo 256), hodnota zobrazené intenzity snímku. Modrá barva v perfuzním snímku značí nízkou perfuzi a červená barva naopak perfuzi vysokou. V perfuzním i intenzitním skenu lze vyznačit oblasti zájmu, tzv. ROI různých velikostí i tvarů. Software v těchto oblastech krevní perfuzi a jiné veličiny statisticky kvantifikuje (Obrázek 7.7, str. 54). Výrobce udává přesnost měření krevní perfuze $\pm 10\%$ [40].



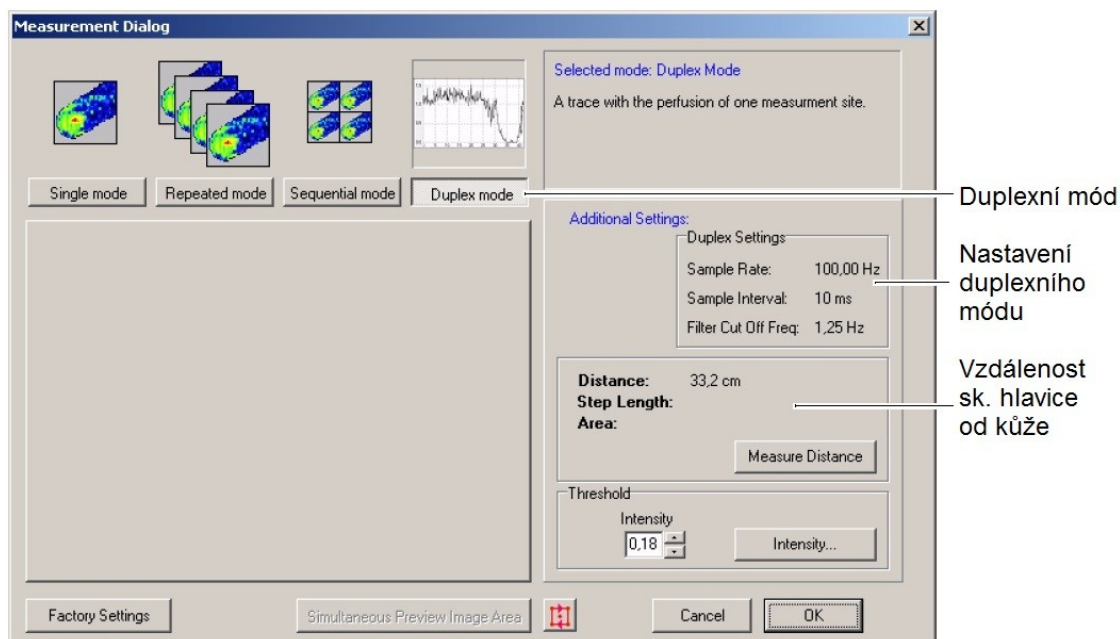
Obrázek 7.7: Výstup z měření v Single módu. Perfuzní a intenzitní sken, digitální fotografie, dialogové okno oblastí zájmu. [40]

Duplex mode

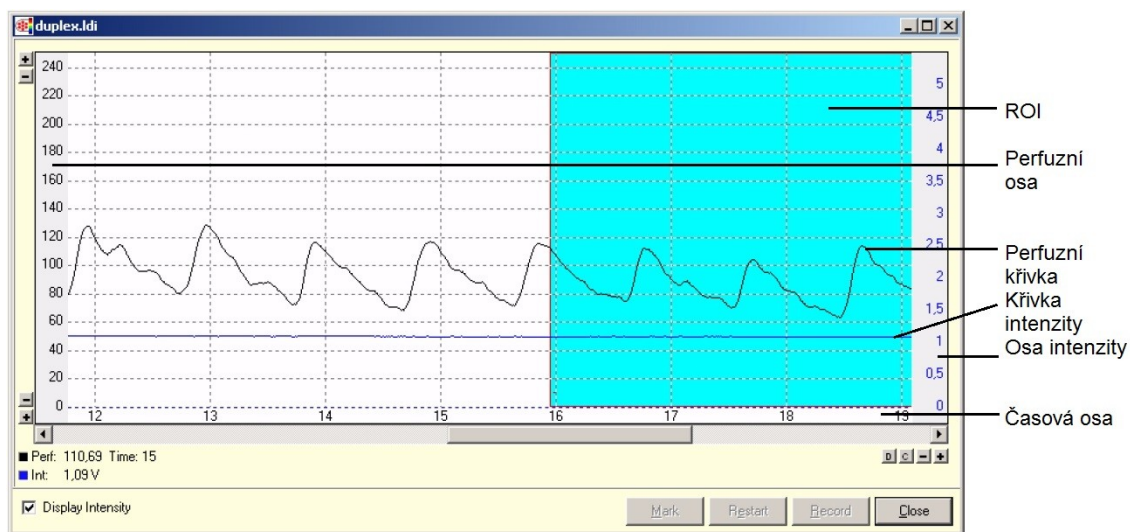
Duplexní mód se rapidně liší od předchozích módů způsobem snímání perfuze. Single, Repeated a Sequential módy skenovaly pokožku v síti diskretních bodů. Výstupem byly dva skeny, perfuzní a intenzitní sken, a fotografie vyšetřované oblasti. Duplexní mód kontinuálně měří krevní perfuzi pouze v jednom bodě na pokožce. Výstupem měření je záznam, křivka, závislosti krevní perfuze a intenzity v čase (Obrázek 7.9, str. 55). Vzorkovací frekvence je 100 Hz. Interval mezi vzorky je 10 ms. Dialogové okno nastavení pro Duplexní mód umožňuje uživateli zkontrolovat vzdálenost skenovací hlavičky od pokožky, vzorkovací frekvenci a změnit Threshold intenzity (Obrázek 7.8, str. 55).

V ideálním případě je na záznamu zřetelně patrná pletysmografická křivka toku krve v cévách. Tento jev je způsoben změnou rychlosti toku v cévách, což je v součinu s koncentrací rozptylových center vyjádření krevní perfuze.

Po spuštění samotného měření může uživatel využít několik ovládacích prvků. Má možnost vytvořit záznam průběhu měření, funkce ‚RECORD‘, který lze uložit a kdykoliv později vyhodnotit. Také lze použitím funkce ‚MARK‘ vložit do záznamu vertikální značky, tzv. markery v místech, kdy se záznam významně změnil, nebo když uživatel uzná za vhodné. Nebo lze záznam restartovat, funkce ‚RESTART‘, tím se smažou naměřená data a začne sběr nových dat (Obrázek 7.9, str. 55) [40].

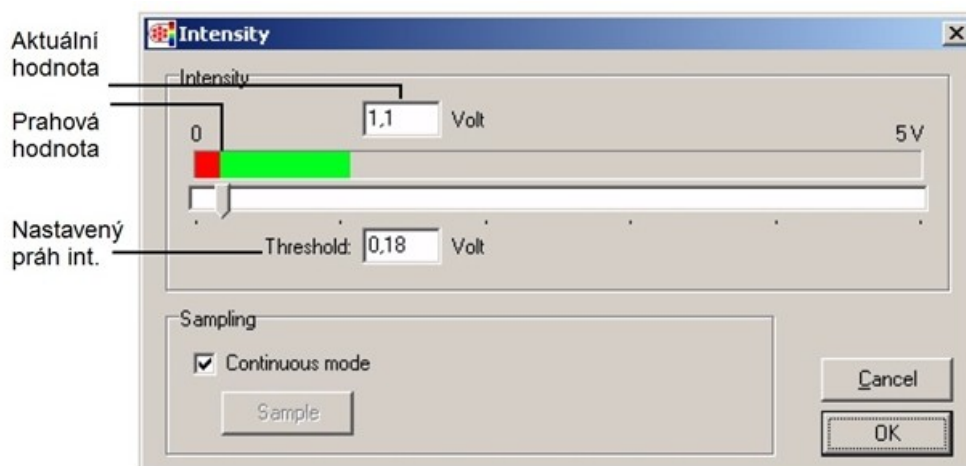


Obrázek 7.8: Dialogové okno pro měření v Duplexním módu. Umožňuje pouze změnu úrovně Threshold a kontrolu vzdálenosti skenovací hlavice od pokožky. [40]



Obrázek 7.9: Výstup z měření v Duplexním módu. Graf zobrazuje závislost perfuze a intenzity v čase. Tyrkysově modré pole značí oblast zájmu, z jejichž dat je statisticky kvantifikovaná krevní perfuze a další údaje. Na vodorovné ose je znázorněn čas, na svislé ose vlevo krevní perfuze a na svislé ose vpravo intenzita. [40]

Intenzita je hodnota napětí, kterou na fotodetektoru vytváří zpětně odražené fotony. Intenzita závisí na ambientním osvětlení a vzdálenosti mezi skenovací hlavicí a vyšetřovaným místem. Intenzita se nachází v zeleném poli (Obrázek 7.10), když je nad přednastaveným *prahem* intenzity a v červeném poli, pokud je pod ním. Práh intenzity je defaultně nastaven na hodnotu 0.18 V, ale je třeba ji upravit s ohledem na ambientní osvětlení. Výrobce upozorňuje na možný vliv ostrého slunečního světla, které může ovlivnit naměřené hodnoty krevní perfuze.



Obrázek 7.10: Dialogové okno nastavení prahu intenzity. [40]

PeriScan PIM 3 má implementovanou softwarovou kompenzaci signálového rušení z okolních světelných zdrojů napájených ze stejné rozvodné sítě 50 Hz (60 Hz pro USA). Například ze stolní lampy ve vyšetřovací místnosti.

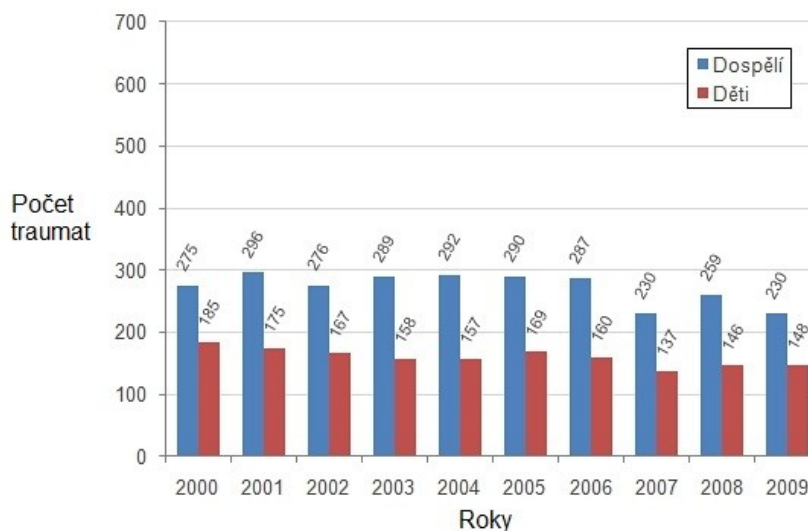
Podle výrobce, vyšetření mohou ovlivňovat i jiné ambientní světelné fluktuace. Doporučuje se zajistit vhodné a stabilní světelné podmínky v místnosti, ve které vyšetření probíhá.

Cílem této práce je právě zhodnocení vlivu ambientního osvětlení a návrh standardu světelných podmínek při klinických vyšetřeních. I když je PeriScan PIM 3 navržen pro práci na denním světle, může např. vysoká intenzita ostrého slunečního světla ovlivnit měřenou krevní perfuzi. Proto má přístroj vestavěnou funkci kontroly ambientního osvětlení, která hlídá hladinu osvětlení pod přijatelnou mezí [10, 40].

8 Popáleniny a využití LDPI

8.1 Epidemiologie popálenin

Ve vyspělých zemích utrpí přibližně 1% obyvatelstva termické trauma, popáleninu, které vyžaduje odborné ošetření lékařem. Z toho množství je asi 97% úrazů ošetřeno ambulantně a 3% případů jsou vážná traumata vyžadující hospitalizaci. Popáleniny dětí činí až 40% z celkového počtu popáleninových traumat.



Graf 8.1: Počty ročně přijatých pacientů do Centra popálenin v Ostravě. [38]

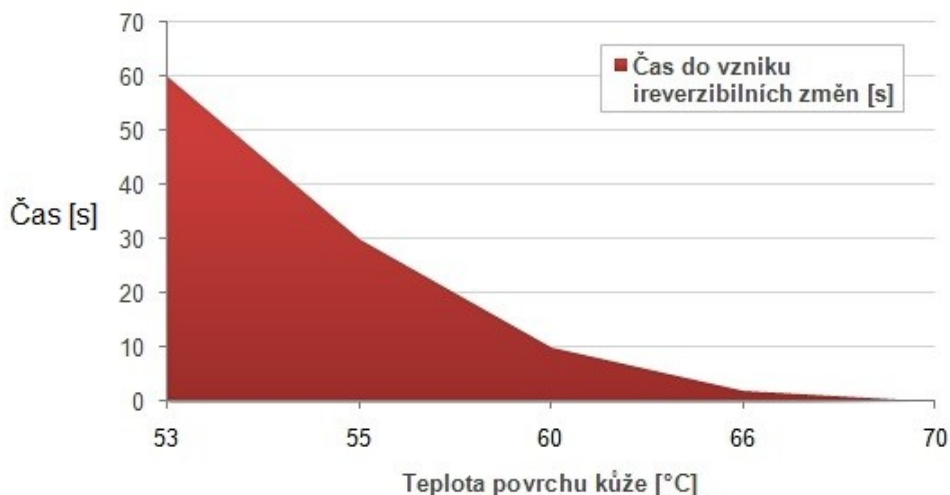
Nejrizikovější skupina vzhledem k závažnosti a četnosti termických traumat jsou děti do 3 let věku. Mechanismem zranění této skupiny je nečastěji opaření. U starších dětí převažuje poranění vznícením hořlavého materiálu nebo úraz elektrickým proudem. U dospělých lidí dochází nejčastěji k opaření nebo poranění v souvislosti průmyslovými a dopravními nehodami.

Postupným útlumem těžkého průmyslu, díky moderním technologiím a kladení většího důrazu na bezpečnost, dochází k poklesu počtu závažných popáleninových úrazů. U dětí do 2 let života je tendence incidentů dlouhodobě stálá až mírně se zvyšující [38].

8.2 Patofyziologie popálenin

Kritická teplota kůže pro vznik ireversibilních změn je 43,5°C po dobu působení jedné hodiny. S rostoucí teplotou klesá expozice nutná pro vznik popáleniny. Například při 53°C stačí 60 sekund expozice, při teplotě 70°C již stačí 2 sekundy, aby vznikla nevratná změna tkáně (Graf 8.2, str 58) [38].

Důsledky působení termické energie jsou závislé na poškození mikrocirkulace. Pokud dojde k poškození mikrocirkulace, rozvoj popáleninového stavu dále pokračuje i po ukončení působení zdroje termické energie. Poškozená mikrocirkulace nemůže zajišťovat chlazení rány, a proto se trauma dále zhoršuje. Zde je příkladně vidět význam vlivu protektivního chlazení.



Graf 8.2: Závislost rychlosti vzniku ireverzibilních změn na povrchové teplotě kůže. [38]



8.2.1 Vznik edému

Ke vzniku edému (otoku) v místě termického traumatu, popáleniny, dochází vlivem zvýšení permeability kapilár, vyplavením vazoaktivních mediátorů, zvýšením osmotického tlaku v intersticiální tekutině a zvýšení intraluminálního hydrostatického tlaku dilatací prekapilárních cév a trombotizací postkapilárních venul. Výše uvedené a popsané mechanismy mohou způsobit u rozsáhlejších popálenin rozvoj hypovolemického šoku. Ten způsobuje odpavení krevní plazmy do edému, a tím pádem úbytek tekutiny v cévním řečišti. Díky sníženému objemu tekutiny při rozvoji šokového stavu je nepoměr mezi náplní řečiště a kapacitou, což reflexně vede k tachykardii za účelem zachování srdečního výdeje, při ireverzibilní, poslední fázi šoku, pak dochází eventuálně k poklesu tepové frekvence a i výdeje [38].

8.3 Hodnocení závažnosti traumatu

Správná diagnóza popáleninového úrazu je důležitá pro volbu správné terapeutické metody. Hlavními faktory ovlivňující závažnost popálenin jsou [10, 38]:

- 📖 mechanizmus úrazu,
- 📖 lokalizace postižení,
- 📖 rozsah popálenin,
- 📖 stupeň popálenin,

-  hloubka popálenin,
-  věk a anamnéza postiženého.

8.3.1 Mechanizmy úrazů

Popáleniny způsobené vysokou teplotou a elektrickým proudem patří k nejčastějším příčinám popálení, a proto je jim věnována větší pozornost, než ostatním mechanismům.

Popáleniny

Vznikají po kontaktu s horkým předmětem, opařením horkým plynem, párou nebo tekutinou, nebo popálením plamenem.

Elektrické popáleniny

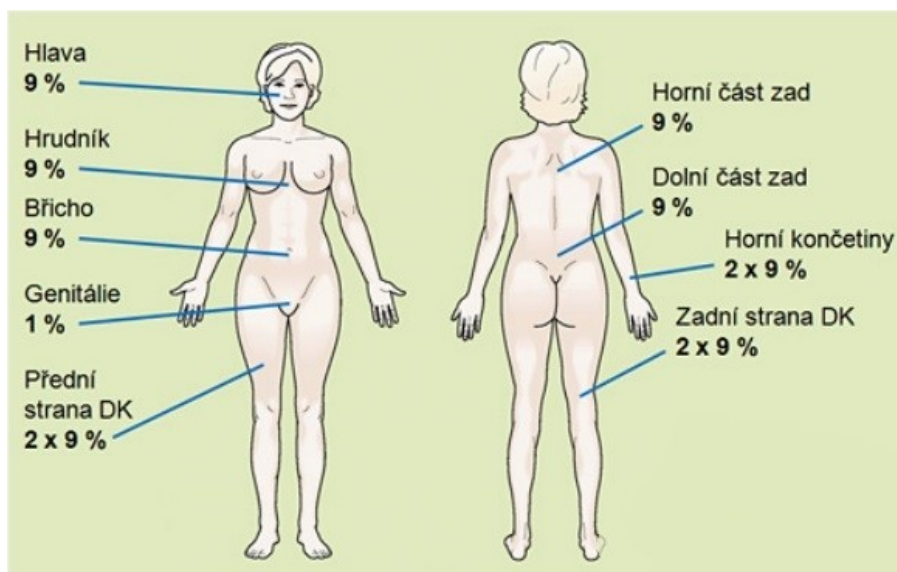
Průchodem elektrického proudu tkáněmi dochází k uvolnění obrovského množství tepla. Nejvíce tepla se uvolní při průchodu tkáněmi s vysokým elektrickým odporem (např. kůže, kde jsou pak znatelná místa vstupu a výstupu elektrického proudu). Elektrický proud může způsobit i sekundární zranění a to vzplanutím oděvu poraněného (ožeh plamenem). U vysokonapěťových zdrojů (nad 1000 V) elektrický výboj neprochází tělem, ale lokálně destruuje tkáň vysokou teplotou nebo ožehnutím vzplanutým oděvem.

Dalšími mechanismy traumat, léčených na popáleninovém centru, jsou termická traumata způsobena nízkými teplotami (omrzliny), poleptání dráždivým roztokem a popáleniny způsobena ionizujícím zářením.

8.3.2 Hodnocení rozsahu popálenin

Rozsah popálenin se nejčastěji udává v procentech povrchu těla (BSA, Body Surface Area). U dospělých pacientů se používá „pravidlo devíti“ podle Wallace (Obrázek 8.1, str. 60) (Tabulka 8.1, str. 60), kdy je povrch těla rozdělen na zóny, které představují 9 % tělesného povrchu. K určení rozsahu popáleniny se používá pacientova dlaň představující 1 % tělesného povrchu. U dětských pacientů je určení rozsahu komplikovanější, jelikož se s věkem mění poměr mezi hlavou, krkem a končetinami. Záleží hlavně na věku dítěte. U dětí se používá klasifikace podle Lunda a Browdera (Tabulka 8.2, str. 60).

Důležité je brát v potaz také to, že hloubka a rozsah popálenin se mohou v průběhu času, desítek minut až hodin, výrazně zhoršit [10, 38].



Obrázek 8.1: Pravidlo devíti. [38]

	Dospělý	Dítě	Novorozenec
Hlava	9 %	15-19 %	21 %
Trup	36 %	32 %	32 %
Horní končetiny	2 × 9 %	2 × 9.5 %	2 × 9.5 %
Dolní končetiny	2 × 18 %	2 × 15-17 %	2 × 14 %
Genitálie zevní	1 %	-	-

Tabulka 8.1: Poměry mezi povrchy částí těla. [10]

Část těla	Novorozenec	1 rok	5 roky	10 let	15 let	Dospělý
Hlava	19 %	17 %	13 %	11 %	9 %	7 %
Krk	2 %	2 %	2 %	2 %	2 %	2 %
Přední část trupu	13 %	13 %	13 %	13 %	13 %	13 %
Zadní část trupu	13 %	13 %	13 %	13 %	13 %	13 %
Obě paže	8 %	8 %	8 %	8 %	8 %	8 %
Obě předloktí	6 %	6 %	6 %	6 %	6 %	6 %
Obě ruce	5 %	5 %	5 %	5 %	5 %	5 %
Genitálie zevní	1 %	1 %	1 %	1 %	1 %	1 %
Hýždě	5 %	5 %	5 %	5 %	5 %	5 %
Obě stehna	11 %	13 %	16 %	17 %	18 %	19 %
Oba bérce	10 %	10 %	11 %	12 %	13 %	14 %
Obě nohy	7 %	7 %	7 %	7 %	7 %	7 %

Tabulka 8.2: Klasifikace podle Lunda a Browdera (v % BSA). [38]

8.3.3 Hodnocení stupně popálenin

I. stupeň

Je postižena pouze pokožka (epidermis). Kůže je zarudlá, suchá, bolestivá, ale zhojení bez následků přichází samovolně do týdne. Příkladem je popálení sluncem (tzv. solární nebo UV dermatitida).

II. stupeň

IIa.: Je postižena epidermis a svrchní vrstvy dermis (stratum papillare dermis). Vznik puchýřů, zarudnutí pokožky, velká bolestivost, kapilární návrat je zachován. Ke zhojení dochází do 10-12 dnů, nezůstávají jizvy (*superficial dermal burn*).

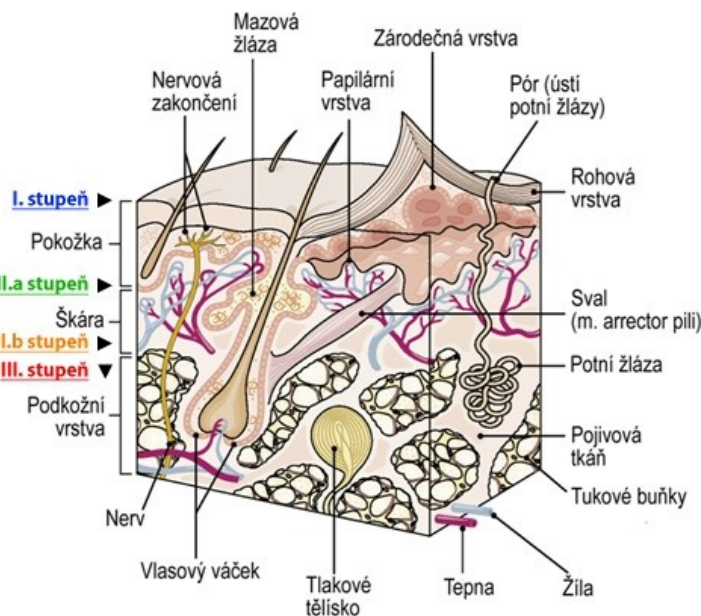
IIb.: Jsou postiženy i hlubší vrstvy dermis, bolestivost ustává, puchýře nevznikají primárně, ale později mohou. Kůže je sytě červená, bez kapilárního návratu, zhojení ze zbytků vlasových folikul a mazových žláz trvá několik týdnů (3-4 týdny). Někdy nutnost chirurgického zásahu, možnost vzniku hypertrofických jizev (*mid dermal burn, deep dermal burn*).

III. stupeň

Kůže je zasažena v celém rozsahu epidermis, dermis i tela subcutanea. Bolestivost žádná. Barva kůže černá a někdy voskově bílá, při hlubokém opaření višňově červená, což souvisí s trombotizací cév. Je nutná chirurgická léčba, autotransplantace kožním štěpem. Vysoké riziko infekce a podcenění stupně popálenin (*full thickness burn*).

IV. stupeň

Zasaženy jsou i hluboké tkáně, svaly, šlachy a kosti. Tkáň je tmavá a necitlivá. Nastává i zuhelnatění [10, 38, 39].



Obrázek 8.2: Schéma jednotlivých stupňů popálenin. [38]



Obrázek 8.3: Ukázky popálenin různých stupňů. *Nahoře vlevo:* I. stupeň. *Nahoře vpravo:* IIa. stupeň. *Uprostřed vlevo:* IIb. stupeň. *Uprostřed vpravo:* III. stupeň. *Dole:* IV. stupeň. Fotografie I.-III. stupně popálenin poskytnuty PC FN Ostrava, IV. stupeň ze zdroje [38].

8.3.4 Hodnocení hloubky popálenin

Povrchové popáleniny: I., IIa. – částečně poškozená kůže, která se hojí spontánně (*superficial dermal burn*)

Hluboké popáleniny: IIb. (*mid dermal burn, deep dermal burn*), III. (*full thickness burn*), IV. – popálenina zasahuje až do hlubokých vrstev dermis, tím je zničená kůže v celé tloušťce. Poškození i hlubokých tkání, svalů a kostí. Nutná chirurgická intervence.

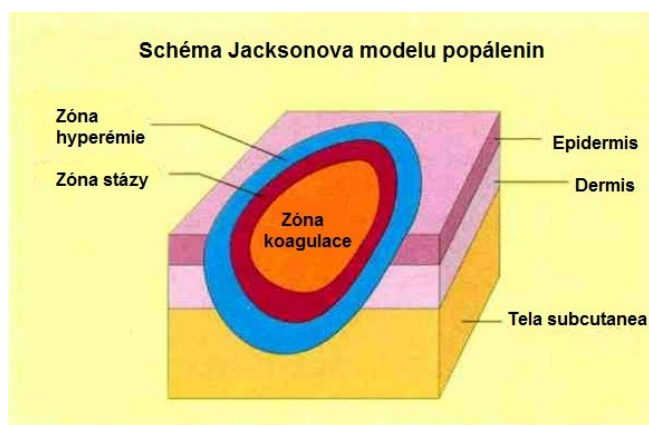
Podle Jacksonova modelu popálenin rozlišujeme tři zóny (Obrázek 8.4).

Zóna koagulace: nachází se v centru poranění, je způsobena primárním poraněním. Poškození je nenávratné a v průběhu času se tato část tkáně odloučí.

Zóna stázy: nachází se mezi zónou koagulace a erytému. Obsahuje méně poškozenou tkáň, změny cirkulace se objevují centrálně. V povrchové vrstvě časně stázy se nezachovávají žádné epitelové buňky. K obnovení epitelu dochází přesunem živých buněk z hlubších vrstev. Hlubší vrstva opožděné stázy je sice poškozená, ale se zachovalou dermis. Když se zabrání jejímu vyschnutí, nastává regenerace buněk i z vlasových folikul.

Zóna hyperémie: jde o vnější zónu s intenzivní vazodilatací a zvýšenou perfuzí.

Okraje jednotlivých zón nejsou pevné. Mění se vlivem okolních faktorů. Zóna koagulace má tendenci zvětšovat se vlivem snížené perfuze a rostoucího edému. Tím pádem se rozšiřuje i oblast tkáňové nekrózy. Jsou-li podmínky příznivé, centrální zóna zůstává statická a zóna stázy se zmenšuje. Nahrazuje ji zóna hyperémie [10, 38].



Obrázek 8.4: Jacksonův model popálenin. [42]

LDPI (Laser Doppler Perfusion Imaging)

Zobrazení krevní perfuze laserdopplerovskou metodou je neinvazivní vyšetření viability tkání. Jedná se o kvantifikaci množství erytrocytů v podkožní mikrocirkulaci. Výstupem pro lékaře je počet „perfuzních jednotek“, který vyjadřuje poměr mezi laserovými paprsky s Dopplerovým posunem a paprsky bez tohoto frekvenčního posunu, které se od erytrocytů (i jiných pohyblivých struktur v kožním cévním řečišti) odrazí a vstoupí do fotodetektoru přístroje PeriScan PIM 3. Více informací a podrobnější výklad o principu měření se nachází v kapitolách Dopplerovská velocimetrie (str. 44) a Laserová dopplerometrie (str. 46).

Vyšetření podstupují pacienti druhý až třetí den od vzniku traumatu. Lékař tím získá přesné informace o hloubce postižení tkání, hojení ran nebo viabilitě kožního štěpu. Prvních 48 hodin po úrazu kryje edém ránu a komprimuje kapiláry ve škáře. Proto jsou hodnoty perfuze velice nespecifické. Výsledkem je 2D barevná mapa zakódovaná do škály 6 nebo 256 barev. Mapa pokrývá rozsah 1000 arbitrárních perfuzních jednotek (hodnota uváděná v pracích PC FNO). S rostoucí perfuzí se mění barevnost mapy od tmavě modré barvy (tuto barvu vykazuje i zdravá kůže), přes modrou, zelenou, žlutou, oranžovou až po sytě červenou barvu. Velikost krevní perfuze odpovídá vitalitě metabolismu kůže. Tudíž vyšší perfuze odpovídá zvýšeným metabolickým nárokům v ráně při regeneraci poškozené tkáně.




Využívání LDPI na PC Fakultní nemocnice Ostrava

K největší chybovosti při diferenciální diagnostice dochází mezi popáleninami IIb. stupně (*mid dermal burn, deep dermal burn*) a III. stupně (*full thickness burn*) při klinickém posouzení. Proto jsou tyto případy hlavním předmětem zkoumání na PC FN Ostrava. Důležité je také sledování vývoje krevní perfuze v čase. Schopnost rány spontánně se zhojit je závislá na zvyšování krevní perfuze. U pacientů, kteří se podrobili LDPI vyšetření, se sleduje doba hojení ran (do 14 dnů, do 21 dnů, nad 21 dní). Pokud je nutné, aby pacient podstoupil chirurgický zákrok, je provedeno kontrolní histologické vyšetření poškozené tkáně k určení přesné hloubky popálení. Pacienti jsou následně rozdělení do tří skupin z klinických důvodů:

1. zhojení do 14 dnů (IIa. stupeň),
2. zhojení do 21 dnů (IIb. stupeň),
3. zhojení nad 21 dní (+ operování s histologickým nálezem popálenin III. stupně).

U těchto skupin je hlavně sledován rozdíl mezi hodnotami perfuzí. Důvodem pro LDPI vyšetření jsou popáleniny s nejasným stupněm hloubky popálení, IIb. až III. stupně, nepřítomnost infekce v ráně. Nezbytná je spolupráce pacienta a jeho informovaný souhlas s vyšetřením [10, 38].

Dosavadní výsledované hodnoty perfuze popálenin, které byly doporučeny ke spontánnímu zhojení do 3 týdnů, jsou:

-  147 PU 3.-5. poúrazový den,
-  191 PU 6.-7. poúrazový den,
-  273 PU 8. a 9. poúrazový den.

Dynamika hojení pacientů léčených konzervativně, patřících do 2. skupiny (IIb. stupeň, zhojení do 3 týdnů), má mezi 2. a 9. poúrazovým dnem vzrůstající perfuzní tendenci. Konzervativně léčení pacienti 3. skupiny a pacienti po chirurgickém zásahu, s histologickým nálezem popálení III. stupně, nevykazovali do 9. poúrazového dne příliš vzrůstající perfuzní tendenci. Spíše naopak byla tendence růstu perfuze nulová. Hodnoty perfuze nepřesáhly 150 PU.

Hlavním přínosem LDPI vyšetření je zkvalitnění péče o pacienty s popáleninovými zraněními prostřednictvím zkvalitnění a zpřesnění indikace včasného, správného léčebného terapeutického procesu. Ze zkušeností na PC FN Ostrava vyplývá, že první měření by mělo proběhnout co nejdříve po úraze, do 48 hodin, avšak ne v den vzniku úrazu. Další vyšetření po 48 hodinách, až do určení nejvhodnějšího terapeutického postupu. Operativní zásah se indikuje při zjištění perfuze nižší než 150 PU do 5. poúrazového dne, když po opakovaných měřeních tendence perfuze nestoupá [10, 38].

9 Experimentální měření vlivu ambientního osvětlení na krevní perfuzi

V této části práce je popsáno experimentální měření vlivu ambientního osvětlení na krevní perfuzi v klinických podmínkách Popáleninového centra Fakultní nemocnice Ostrava. Jsou zde popsány ambulantní podmínky vyšetření krevní perfuze postižených osob s popisem vyšetřovacích místností, pracovního postupu personálu při vyšetření, světelných možností vyšetřoven. Dále jsou zde uvedeny výsledky experimentálních měření krevní perfuze a zhodnocení vlivů ambientního osvětlení na toto vyšetření. Výsledkem experimentálního měření je soubor doporučení pro personál PC FNO pro minimalizaci vlivu ambientního osvětlení, standardizaci pracovního postupu vyšetření a kompatibilitu získaných výsledků.

9.1 Vyšetřovny PC FN Ostrava

Na Popáleninovém centru FN Ostrava probíhá primárně vyšetření krevní perfuze ve dvou ambulancích (dále jen Ambulance 1, Ambulance 2). Proto se experimentální měření udála jen v těchto dvou místnostech.

Ambulance 1 je velká prostorná místnost obdélníkového tvaru vybavena okny po celé délce delší stěny, kterými do místnosti proniká přírodní světlo. Na oknech jsou instalovány žaluzie. V místnosti jsou na stropě umístěny zářivkové zdroje světla v počtu 96 zářivek. Tyto zářivky lze různou kombinací vypínačů zapnout v konfiguraci 32, 48, 60, 80 a 96 zároveň svítících zářivek. V místnosti je také jeden operační zdroj světla o výkonu 80 W umístěn na polohovatelném rameni připevněného ke stropu místnosti. Do Ambulance 1 vedou dvojce dveře, které se při otevření mohou také stát zdrojem ambientního světla.

Ambulance 2 je místnost třetinového rozměru a stejného tvaru Ambulance 1. Okna jsou umístěna na kratší stěně a vybavena žaluziemi. Do místnosti vedou jen jedny dveře. Ambulance 2 je vybavena také zářivkovými zdroji světla v počtu 44 zářivek. Opět, různou kombinací vypínačů lze nastavit konfiguraci zářivek na 12, 16, 28 a 44 zároveň svítících zářivek. Místo operačního zdroje světla, byla použita lampa s halogenovým zdrojem světla o výkonu 500 W.

V obou místnostech jsou patientské polohovatelné stoly. V Ambulanci 1 jsou tyto stoly dva a v Ambulanci 2 je pouze jeden stůl. Obě místnosti jsou využívány jako měřicí pracoviště pro vyšetření krevní perfuze, avšak s odlišnou frekvencí užívání, která nepodléhá žádnému pravidelnému řádu. Krevní perfuze je měřena i v jiných než ve výše uvedených prostorech, jako je operační sál, předsálí operačního sálu, ale pouze výjimečně, a proto tyto prostory nebyly zahrnuty do experimentálního měření. Do budoucna se počítá i s využitím temné místnosti pro vyšetření krevní perfuze.








9.2 Kontrolované podmínky experimentu

Při jakémkoliv experimentálním zkoumání, které podléhá opakování, je nutné vytvořit stálé, kontrolované podmínky. Tím se zabrání vnesení náhodných chyb do výsledků měření a zajistí se signifikance výsledných dat.








Experimentální zkoumání vlivu ambientního osvětlení na vyšetření krevní perfuze přístrojem PeriScan PIM 3 na PC FNO probíhalo ve dvou ambulancích. Ambulance nejsou vybaveny pro experimentální měření. Chybí potřebná vzduchotechnika s regulací teploty a vlhkosti vzduchu a přesné ovládání osvětlení místnosti. I přes absenci vhodných nástrojů pro udržení kontrolovaných podmínek byla série experimentů realizována za pomoci jednoduchých pomůcek.

Vlhkost a teplota v místnosti byly udržovány průběžnou regulací otevření oken. Teplota a relativní vlhkost v místnosti byly měřeny digitálním hygrometrem GFTH 95 fy Greisinger electronic vypůjčeným z PC FNO. Atmosférický tlak byl odečítán z nástěnného barometru. Pro měření hodnot osvětlení byl použit luxmetr VA8050 fy V&A Instrument. Teplota vyšetřovaného místa na pokožce probanda byla měřena infračerveným bezkontaktním teploměrem zapůjčeným opět z PC FNO, stejně jako rtuťový sfygmomanometr pro měření krevního tlaku a srdeční frekvence probandů.

Podmínky v Ambulanci 1:

-  čas měření: 16:30 až 18:00
-  tlak krve: 150/95 mmHg,
-  srdeční frekvence: 72 tepů/min,
-  teplota vyšetř. místa: 36.2 °C,
-  teplota v místnosti: 24.1 °C
-  rel. vlhkost v místnosti: 22.5 %,
-  atmosférický tlak: 101.2 kPa.

Podmínky v Ambulanci 2:

-  čas měření: 16:00 až 17:30
-  tlak krve: 127/72 mmHg,
-  srdeční frekvence: 61 tepů/min,
-  teplota vyšetř. místa: 36.1 °C,
-  teplota v místnosti: 22.0 °C
-  rel. vlhkost v místnosti: 46.2 %,
-  atmosférický tlak: 101.5 kPa.

Po celou dobu měření byly jednotlivé parametry v místnosti pravidelně kontrolovány a regulovány podle možností. Stabilní podmínky v místnosti byly důležité zejména pro udržení teploty a prokrvení pokožky probanda ve vyšetřovaném místě. Celkový stav probanda, ať už teplota, krevní tlak, nálada, momentální fyzický a duševní stav nebo rozrušování okolím a kontaktem s jinými lidmi v místnosti, ovlivní výsledky měření. Bylo velice těžké zajistit komplexní stálost probanda, a proto je třeba počítat se zanesenou chybou do celého měření, která je způsobena složitostí celého organismu.

Je nutno podotknout, že v Ambulanci 1 byla probandem žena s Raynaudovým syndromem. Projevem jsou křečovitě stahy drobných tepen a tepének, které vedou k poruše krevního zásobení periferních částí těla, zejména prstů na ruce. V ambulanci 2 byl probandem muž.

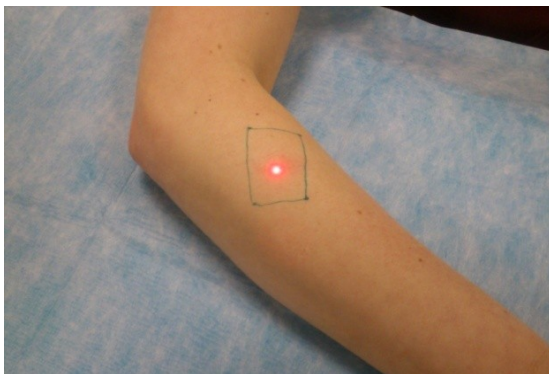
9.2.1 Postup při experimentu

Během experimentálního měření byly při každém opakování dodrženy stejné postupy přípravy, aby byly dodrženy stejné podmínky pro každé měření a vyhnulo se tak nečekaným chybám, které by měly za následek nekorektnost výsledků.

Před měřením v Ambulanci 1 a 2 byla s personálem PC FNO konzultována lokalizace místa vyšetření, které je pravidelně používáno pro měření krevní perfuze. Důvodem je aplikovatelnost doporučené metodologie měření krevní perfuze konkrétně pro pracoviště PC FNO. Perfuze byla snímána u probandů v sedící poloze s pravou horní končetinou volně položenou na ambulantním stolku a podložena sterilní podložkou zelenomodré barvy (pro kontrast mezi vyšetřovaným místem a okolím), jak dokládá fotografie pořízena při měření v Ambulanci 1 (Obrázek 9.1, Obrázek 9.2).

Aby se zabránilo chybám měření způsobených nesprávnou polohou skenovací hlavičky vůči vyšetřované oblasti, byla použita vodováha pro nastavení skenovací hlavičky do vodorovné pozice. Jako vyšetřované místo byla vybrána dorzální strana pravého předloktí. Na předloktí byla vyznačena oblast zájmu, aby bylo možné měření pokaždé zopakovat na stejném místě na předloktí. Oblast měla být co nejvíce plochá, aby se zamezilo ovlivnění měření změnou úhlu, pod kterým dopadá laserový svazek na pokožku. Výrobce doporučuje směřovat paprsek kolmo na vyšetřované místo. Byla dodržována konstantní vzdálenost hlavičky od pokožky 18 cm.

Po nastavení probanda do správné polohy při každém měření, bylo změřeno osvětlení v místnosti, které je hlavním sledovaným vlivem této práce. Měřilo se osvětlení jen vyšetřovaného místa v 10-ti bodech, směrech, ve kterých světlo na vyšetřované místo dopadá. Ze směru od skenovací hlavičky, protože ona sama částečně stíní a brání světlu dopadat na vyšetřované místo. Ze směru od hlavního zdroje, což bylo denní světlo, zářivky, operační světlo nebo halogenová lampa. Naposledy ze směru náhodného z okolí, avšak ne z předchozích dvou směrů. Po naměření všech deseti hodnot byl vypočítán jejich aritmetický průměr. Ten byl použit jako referenční hodnota konkrétního měření.



Obrázek 9.1: Foto 1 z měření v Ambulanci 1.



Obrázek 9.2: Foto 2 z měření v Ambulanci 1.







9.3 Export dat z LDI souborů

Vyjednávání s firmou Perimed AB v minulých letech byla bohužel neúspěšná, proto se nepodařilo získat detailní specifikace LDI souborů, které by umožnily vytvoření vstupní rutiny. Ta mohla načítat data přímo z LDI souborů i s asociovanými fotografiemi. Byla tudíž zvolena alternativní metoda získávání dat, která je zdlouhavější a náchylnější k chybám obsluhy. Export probíhal pomocí softwaru LDPIwin 3.1.3, který dodává firma Perimed společně s přístrojem PeriScan PIM 3.

Pro export a zpracování dat je nutné mít k dispozici jednoduché textové editory jako například Microsoft® Word, matematický a tabulkový nástroj Microsoft® Excel.

9.3.1 Export dat ze Single módu

Pořízený sken je po exportu spojen s níže uvedenými šesti soubory:

 OblastPTD<DD>.ldi	originální LDI binární soubor,
 OblastPTD<DD>-0.jpg	originální fotografie vyšetřované oblasti,
 OblastPTD<DD>.head	exportovaný hlavičkový textový soubor,
 OblastPTD<DD>.perf	exportovaný textový soubor s hodnotami perfuze,
 OblastPTD<DD>.inty	exportovaný textový soubor s hodnotami intenzity,
 OblastPTD<DD>.png	exportovaná zmenšenina fotografie (do 640×480 px) se zaměřovacím křížem .

Formát hlavičkových souborů *.head vypadá takto:






ImageSize[pixel]	32×56	šířka×výška skenu [pixely],
Resolution	Low	rozlišení skenu: Low, Medium, High, Very High,
Distance[cm]	18.0	vzdálenost hlavice [cm],
StepLength[mm]	2.2	délka skenovacího kroku [mm],
Area[cm]	7.6×17.2	šířka×výška skenu [cm],
Date	2013/03/07	datum skenu RRRR/MM/DD,
Time	16:12:27	čas skenu HH/MM/SS,
RelativeTime	00:00:00	jen pro módy Repeated/Sequential.

Textové soubory *.perf (*.inty) obsahují jen bílými znaky oddělené hodnoty perfuze (intenzity). Tyto soubory neobsahují hlavičku ani žádné další znaky, které by vymezovaly délku řádku (šířku skenu). K jejich správnému zobrazení je třeba první číslo v poli ImageSize[pixel]. V tom samém poli, druhé číslo slouží pro kontrolu, kdy součin výšky a šířky se musí shodovat s celkovým počtem hodnot v každém ze souborů *.perf a *.inty. [10].

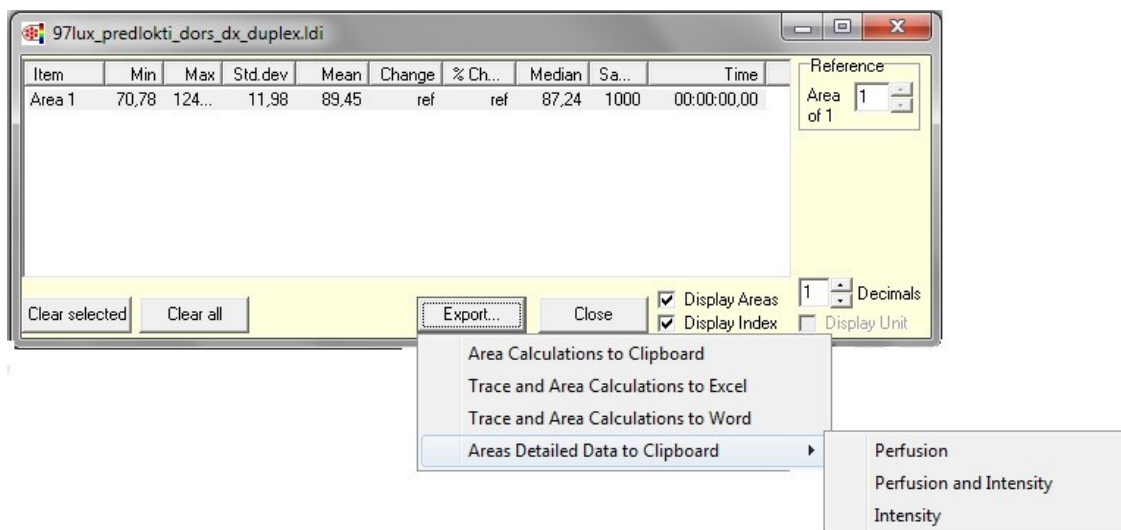
Další postup exportu dat je téměř shodný s postupem exportu dat z Duplexního módu (viz kapitola 9.3.2 Export dat z Duplexního módu).

9.3.2 Export dat z Duplexního módu

Export dat probíhá přímo ze softwaru LDPIwin 3.1.3 ze skenů *.ldi. Postup je jednoduchý (Obrázek 9.3):

- 1) otevřeme požadovaný soubor v softwaru LDPIwin 3.1.3. V „Control Panel“ na levé straně obrazovky nastavíme hodnotu Threshold intenzity na hodnotu 0.00 V. Je to nutné, pokud by hodnoty intenzity klesly pod tuto úroveň. Pak by nebyly zahrnuty do exportu dat.
- 2) Pomocí kurzoru nastavíme oblast nebo oblasti zájmu v časovém intervalu, který nás zajímá. Pokud již oblast zájmu označena je a pro naše potřeby nevyhovuje, zrušíme její výběr stiskem tlačítka „Clear All“ v dialogovém okně oblasti zájmu. Poté vyznačíme námi požadovanou oblast znova. Pokud by se dialogové okno neotevřelo při spuštění souboru, můžeme jej ručně otevřít v horní liště programu pod nabídkou „Analysis“ a dále „Calculation“.
- 3) Dále použijeme tlačítko „Export“, které transformuje data či graf do běžných programů.
 -  Area Calculations to Clipboard (výpočty oblasti zájmu do schránky).
 -  Trace and Area Calculations to Excel (graf a výpočty oblasti zájmu do Excelu).
 -  Trace and Area Calculations to Word (graf a výpočty oblasti zájmu do Wordu).
 -  Areas Detailed Data to Clipboard (podrobná data oblasti zájmu do schránky),
 -  u této možnosti může zvolit buďto data perfuze nebo intenzity, nebo obou zároveň.

Tento podrobný postup je téměř shodný s postupem exportu dat ze Single módu a je tedy možné jej aplikovat i v předchozí kapitole 9.3.1 Export dat ze Single módu.



Obrázek 9.3: Export dat z Duplexního módu. PrintScreen obrazovky softwaru LDPIwin.

9.4 Výsledky experimentálních měření a jejich statistická analýza

Kromě závislosti krevní perfuze na vlivu ambientního osvětlení byla sledována také závislost intenzity laserového záření, zpětně odraženého do fotodetektoru, na vlivu ambientního osvětlení. Intenzita je důležitá z toho důvodu, že pokud je chybně nastavena hodnota Thresholdu, tak data, která se budou nacházet pod touto hodnotou, nebudou zaznamenána nebo budou při budoucím zpracování zkreslena. Proto je důležitá korekce nastavené hodnoty Thresholdu před každým měření, jak je popsáno v kapitole 7.2.2 Volba a nastavené módu skenování na straně 56.

Výsledky byly podrobeny statistické analýze s využitím programu *Mathematica*® (Wolfram Research, www.wolfram.com) zapůjčeného vedoucí diplomové práce. Z výsledku analýzy jsou vyvozeny závěry o vlivu ambientního osvětlení na vyšetření krevní perfuze přístrojem PeriScan PIM 3.

Pro posouzení korelace (závislosti) krevní perfuze na ambientním osvětlení a korelace intenzity záření vstupujícího do fotodetektoru na ambientním osvětlení, byla provedena lineární regrese. Jde o statistickou metodu proložení přímkou daty a analýzu statistických vlastností této přímkou. Statistický postup není v této práci, pro svůj rozsah, prezentován a je přesunut do přílohy B. Jsou zde pouze základní statistické údaje.

9.4.1 Analýza dat získaných v Ambulanci 1 PC FN Ostrava

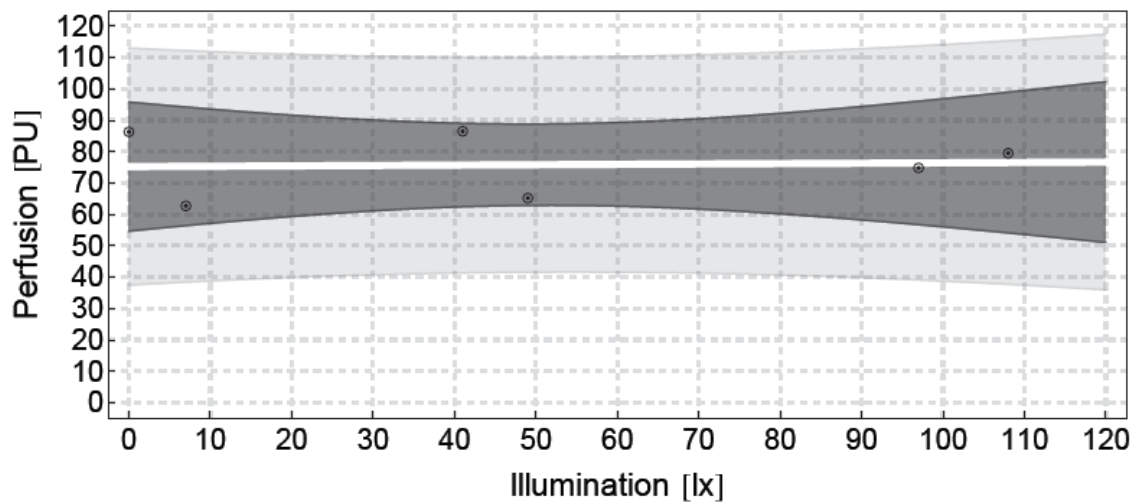
Ambulance 1, Single mód, perfuze, přírodní osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	75.229	0.00052	<54.677, 95.781>
0.0525	0.92	a	0.0120	0.92	<-0.305, 0.329>

Tabulka 9.1: Tabulka statistik závislosti perfuze na přírodním osvětlení v Single módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je kladná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu přírodního osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zaznačeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.1: Regrese závislosti perfuze na přírodním osvětlení v Single módu v Ambulanci 1.

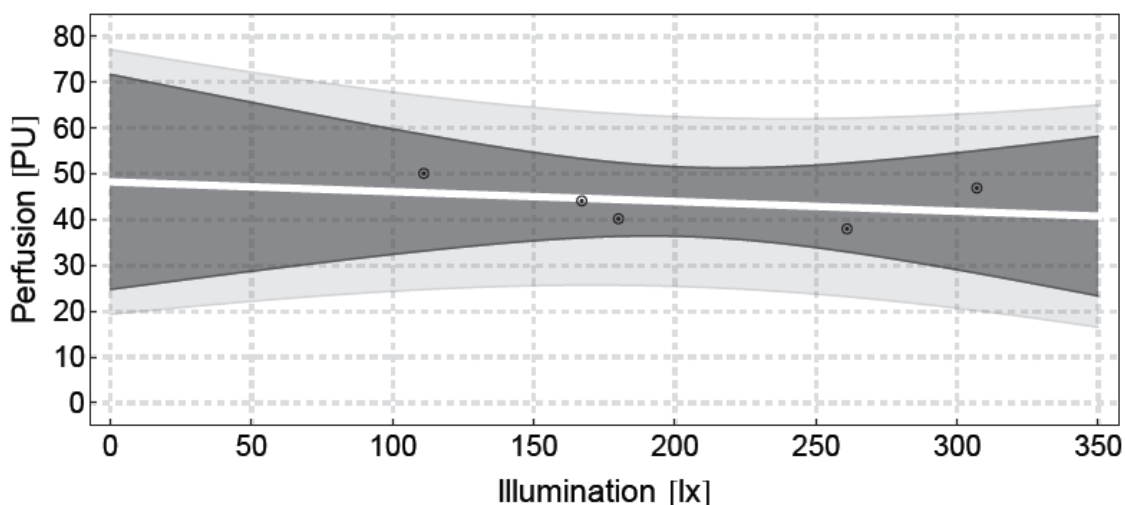
Ambulance 1, Single mód, perfuze, zářivkové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	<i>b</i>	48.244	0.0072	<24.782, 71.706>
-0.341	0.57	<i>a</i>	-0.0214	0.57	<-0.129, 0.0869>

Tabulka 9.2: Tabulka statistik závislosti perfuze na zářivkové osvětlení v Single módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky *a* je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu zářivkového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zaznačeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.2: Regrese závislosti perfuze na zářivkovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 1.

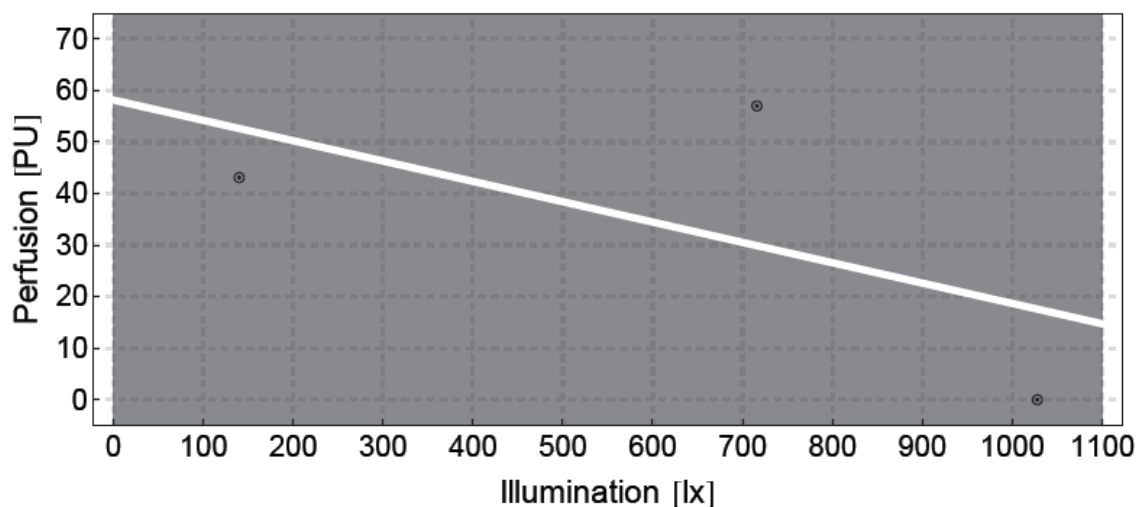
Ambulance 1, Single mód, perfuze, operační světlo					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	58.148	0.37	<-430.768, 547.064>
-0.598	0.59	a	-0.0394	0.59	<-0.711, 0.632>

Tabulka 9.3: Tabulka statistik závislosti perfuze na osvětlení operačním světlem v Single módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu osvětlení operačním světlem.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.3: Regrese závislosti perfuze na osvětlení operačním světlem v Single módu v Ambulanci 1.

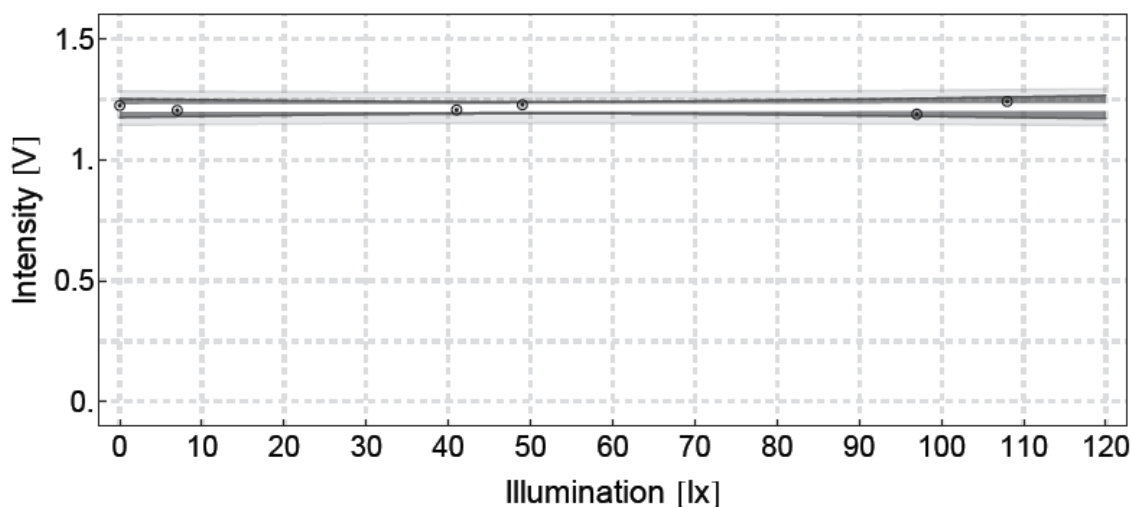
Ambulance 1, Single mód, intenzita, přírodní osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	1.214	1.007×10^{-7}	<1.176, 1.253>
0.077	0.88	a	0.00003	0.88	<-0.000559, 0.000625>

Tabulka 9.4: Tabulka statistik závislosti intenzity na přírodním osvětlení v Single módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je kladná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je nezávislá na vlivu přírodního osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zaznačeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.4: Regrese závislosti intenzity na přírodním osvětlení v Single módu v Ambulanci 1.

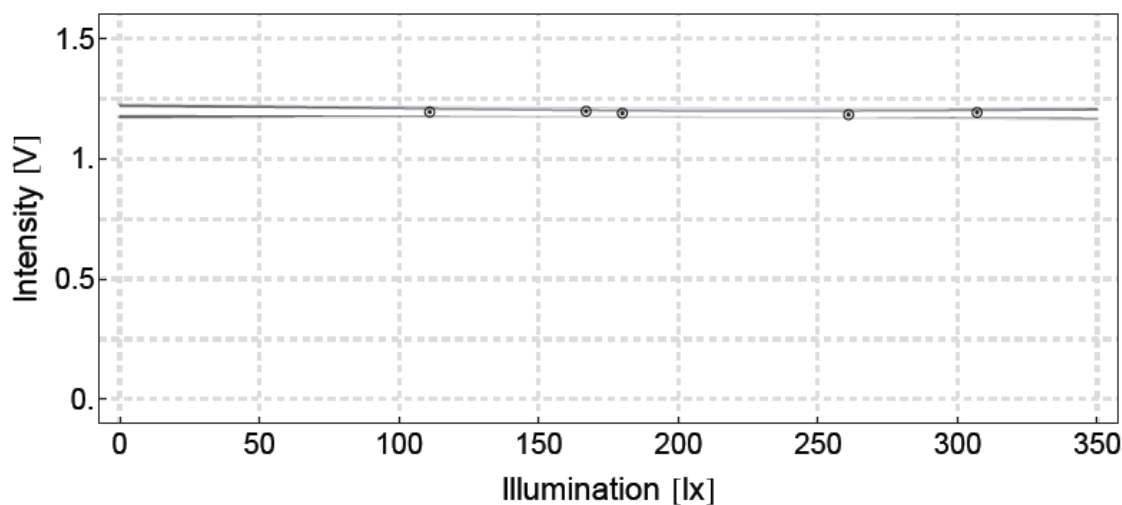
Ambulance 1, Single mód, intenzita, zářivkové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95%k interval
koeficient	p-hodnota	b	1.199	5.37×10^{-7}	<1.175, 1.223>
-0.483	0.41	a	-3.29×10^{-5}	0.41	<-0.000143, 0.0000769>

Tabulka 9.5: Tabulka statistik závislosti intenzity na zářivkovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je nezávislá na vlivu zářivkového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.5: Regrese závislosti intenzity na zářivkovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 1.

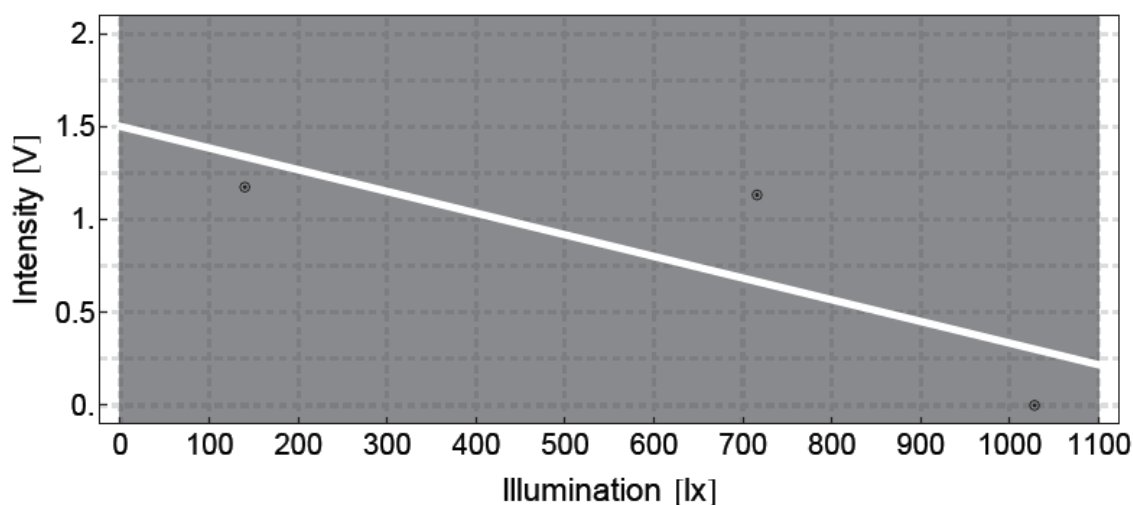
Ambulance 1, Single mód, intenzita, operační světlo					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	1.50	0.26	<-6.910, 9.914>
-0.789	0.42	a	-0.0012	0.42	<-0.0127, 0.0104>

Tabulka 9.6: Tabulka statistik závislosti intenzity na osvětlení operačním světlem v Single módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je nezávislá na vlivu osvětlení operačním světlem.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.6: Regrese závislosti intenzity na osvětlení operačním světlem v Single módu v Ambulanci 1.

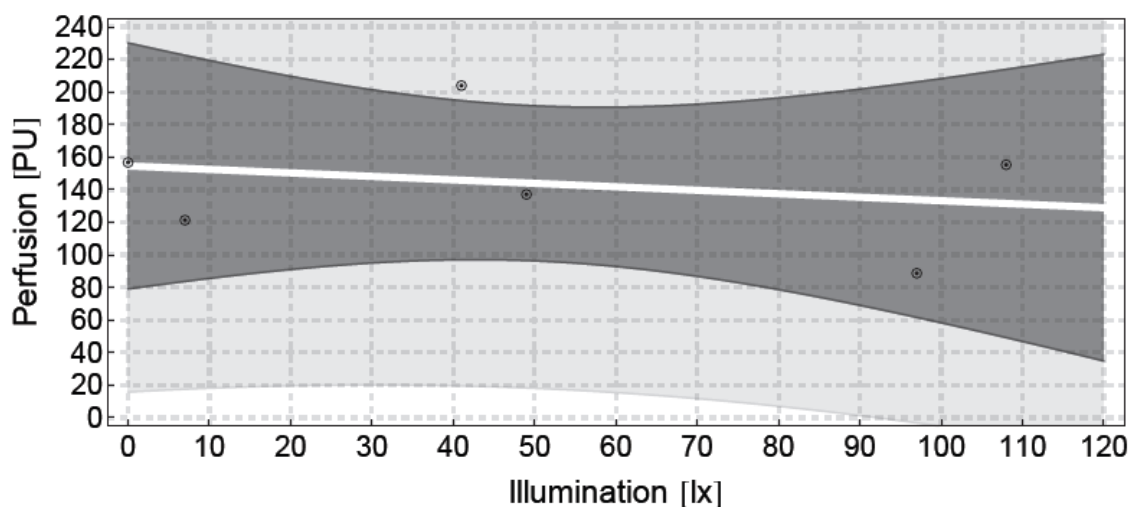
Ambulance 1, Duplexní mód, perfuze, přírodní osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	<i>b</i>	154.573	0.0047	<79.0801, 230.066>
-0.246	0.64	<i>a</i>	-0.213	0.64	<-1.378, 0.951>

Tabulka 9.7: Tabulka statistik závislosti perfuze na přírodním osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky *a* je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu přírodního osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.7: Regrese závislosti perfuze na přírodním osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 1.

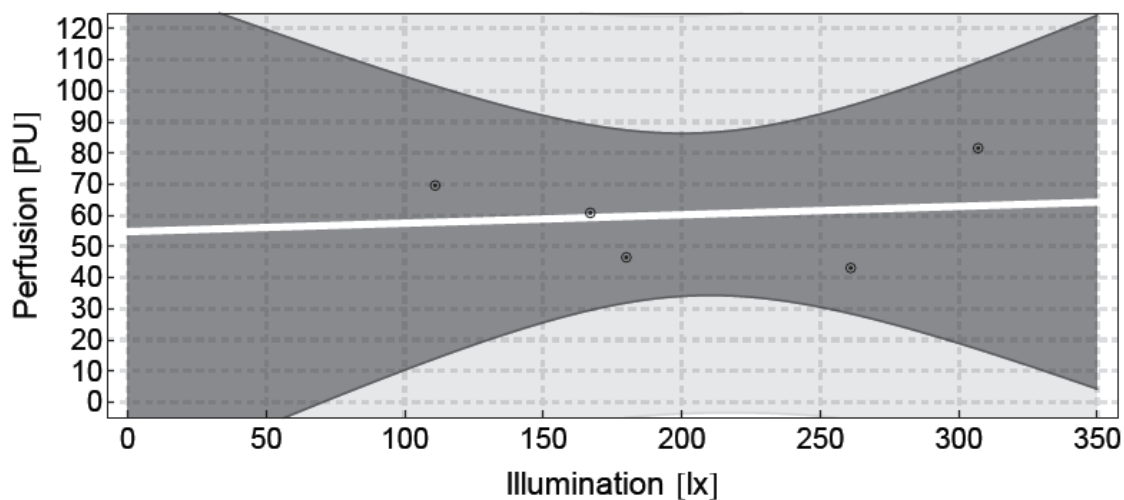
Ambulance 1, Duplexní mód, perfuze, zářivkové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	<i>b</i>	54.770	0.12	<-26.148, 135.688>
0.132	0.83	<i>a</i>	0.0270	0.83	<-0.346, 0.400>

Tabulka 9.8: Tabulka statistik závislosti perfuze na zářivkovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky *a* je kladná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu zářivkového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.8: Regrese závislosti perfuze na zářivkovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 1.

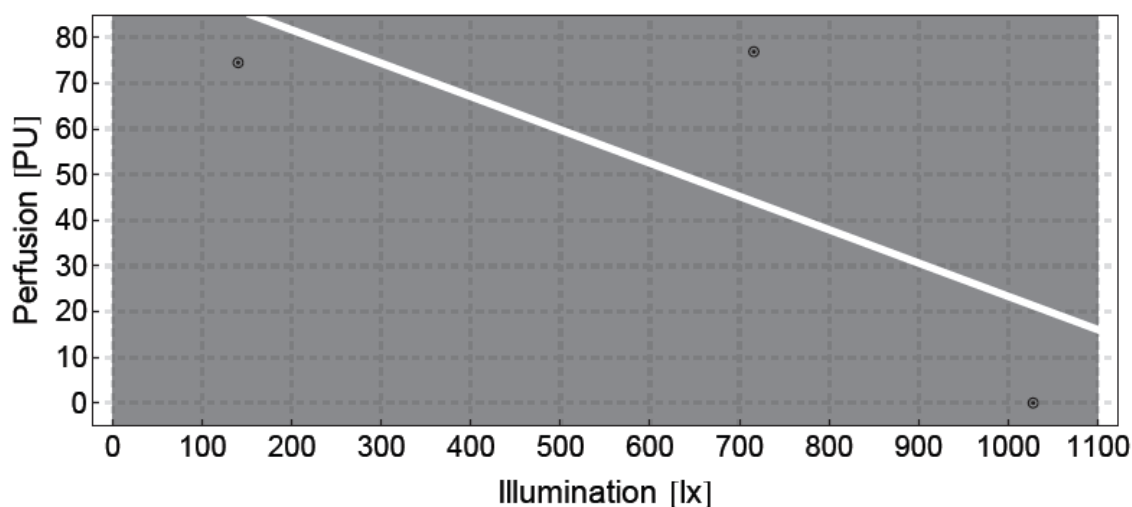
Ambulance 1, Duplexní mód, perfuze, operační světlo					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	96.247	0.29	<-496.248, 688.743>
-0.751	0.46	a	-0.0729	0.46	<-0.887, 0.741>

Tabulka 9.9: Tabulka statistik závislosti perfuze na osvětlení operačním světlem v Duplexním módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu osvětlení operačním světlem.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.9: Regrese závislosti perfuze na osvětlení operačním světlem v Duplexním módu v Ambulanci 1.

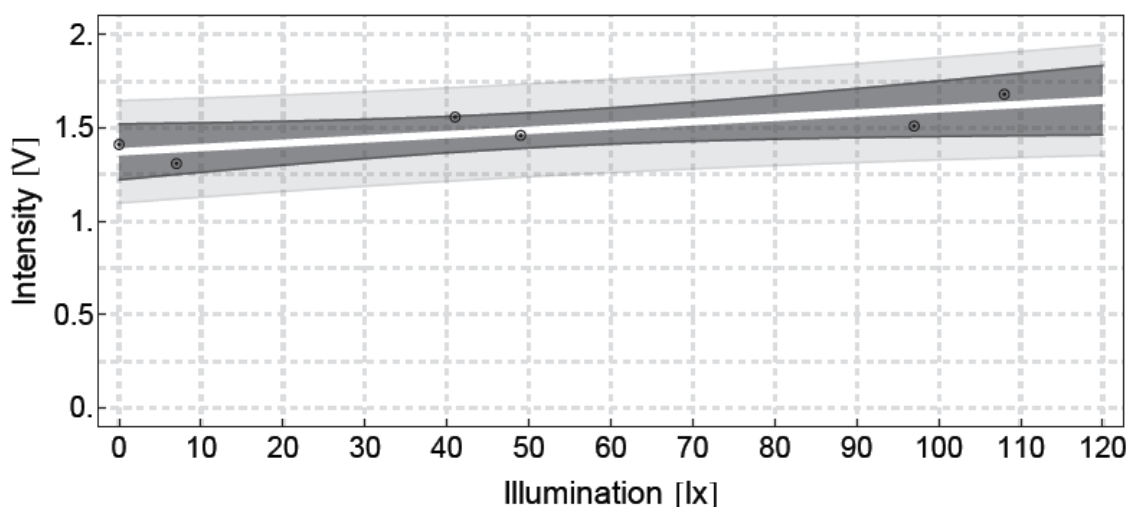
Ambulance 1, Duplexní mód, intenzita, přírodní osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
<i>koeficient</i>	<i>p-hodnota</i>	<i>b</i>	1.372	1.4×10^{-5}	<1.222, 1.521>
0.812	0.0496	<i>a</i>	0.00231	0.0497	< 5.265×10^{-6} , 0.00462>

Tabulka 9.10: Tabulka statistik závislosti intenzity na přírodním osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je kladná a její 95% konfidenční interval neobsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky signifikantní (významný). Tvzení o signifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou menší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky závislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti byla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je závislá na vlivu přírodního osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.10: Regrese závislosti intenzity na přírodním osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 1.

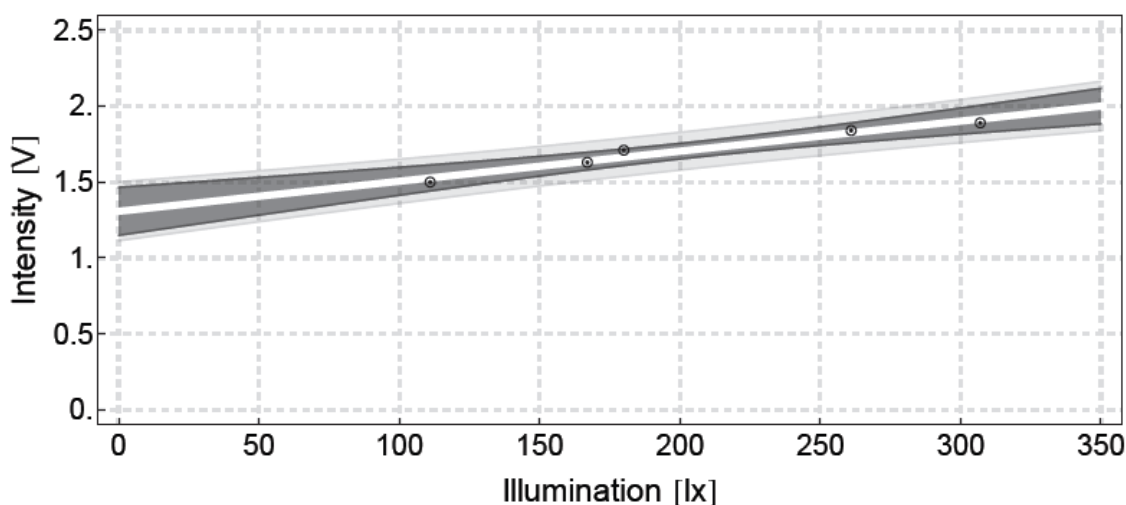
Ambulance 1, Duplexní mód, intenzita, zářivkové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	1.308	0.00012	<1.150, 1.465>
0.981	0.0032	a	0.00198	0.0032	<0.00125, 0.00271>

Tabulka 9.11: Tabulka statistik závislosti intenzity na zářivkovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je kladná a její 95% konfidenční interval neobsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky signifikantní (významný). Tvrzení o signifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou menší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky závislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti byla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je závislá na vlivu zářivkového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zaznačeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.11: Regrese závislosti intenzity na zářivkovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 1.

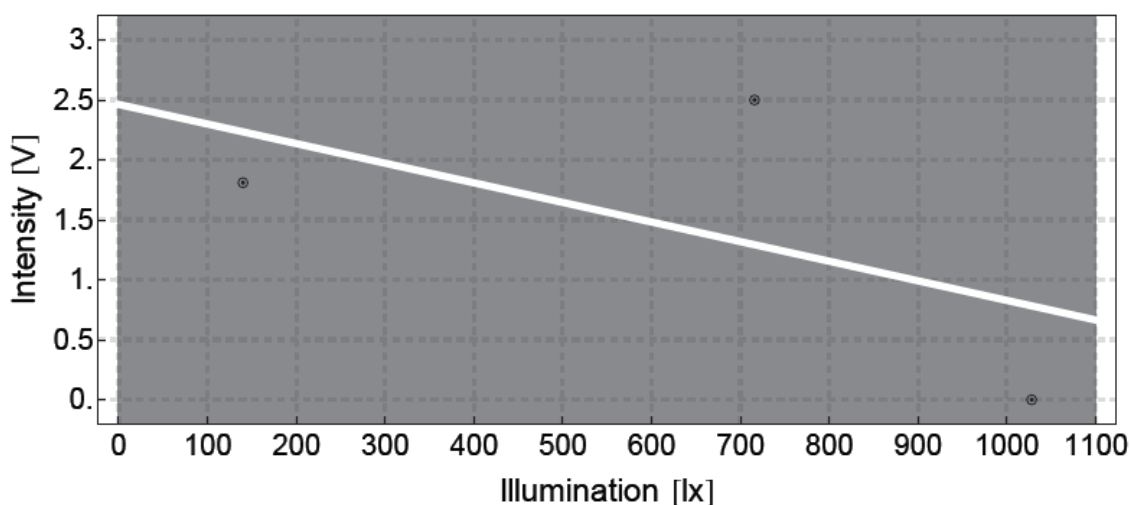
Ambulance 1, Duplexní mód, intenzita, operační světlo					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	2.463	0.39	<-19.311, 24.236>
-0.570	0.61	a	-0.00163	0.61	<-0.0316, 0.0283>

Tabulka 9.12: Tabulka statistik závislosti intenzity na osvětlení operačním světlem v Duplexním módu v Ambulanci 1.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je nezávislá na vlivu osvětlení operačním světlem.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.12: Regrese závislosti intenzity na osvětlení operačním světlem v Duplexním módu v Ambulanci 1.

9.4.2 Analýza dat získaných v Ambulanci 2 PC FN Ostrava

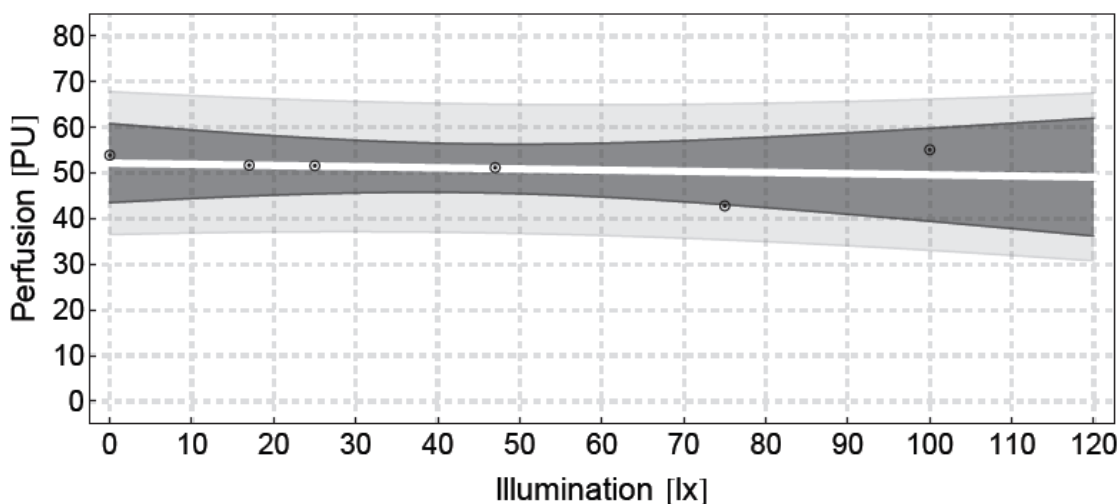
Ambulance 2, Single mód, perfuze, přírodní osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	52.172	7.7×10^{-5}	<43.518, 60.826>
-0.223	0.67	a	-0.0255	0.67	<-0.180, 0.129>

Tabulka 9.13: Tabulka statistik závislosti perfuze na přírodním osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu přírodního osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zaznačeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.13: Regrese závislosti perfuze na přírodním osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

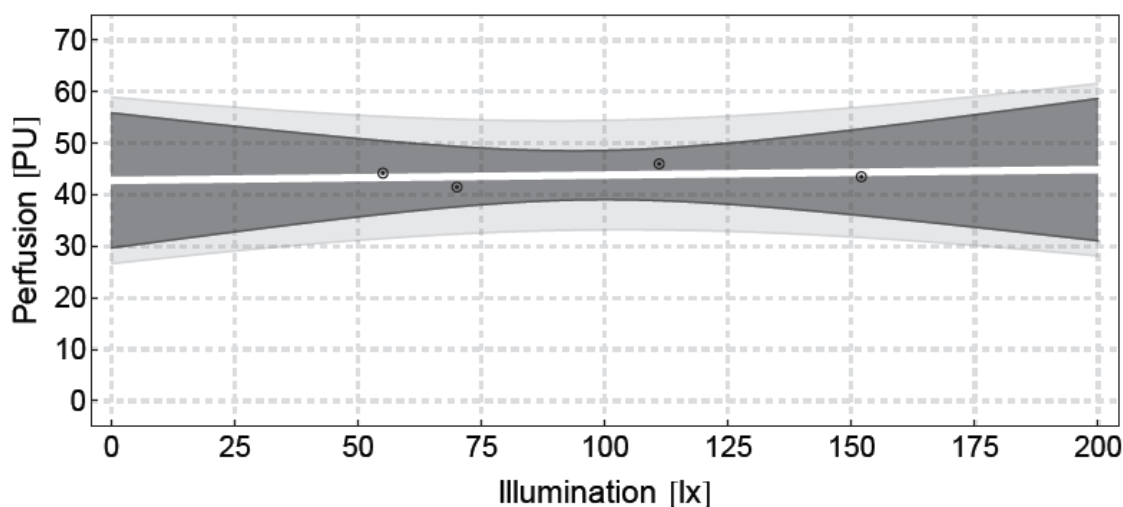
Ambulance 2, Single mód, perfuze, zářivkové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	<i>b</i>	42.79	0.0050	<29.699, 55.877>
0.245	0.76	<i>a</i>	0.010	0.76	<-0.115, 0.136>

Tabulka 9.14: Tabulka statistik závislosti perfuze na zářivkovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky *a* je kladná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu zářivkového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.14: Regrese závislosti perfuze na zářivkovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

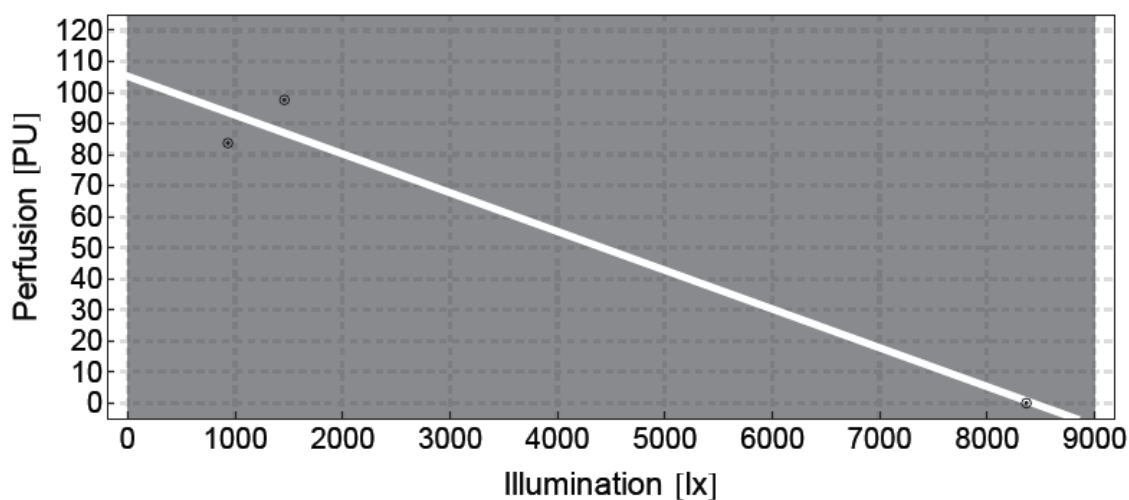
Ambulance 2, Single mód, perfuze, halogenové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	105.206	0.073	<49.723, 260.135>
-0.981	0.12	a	-0.0125	0.12	<-0.0493, 0.0189>

Tabulka 9.15: Tabulka statistik závislosti perfuze na halogenovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu halogenového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zaznačeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.15: Regrese závislosti perfuze na halogenovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

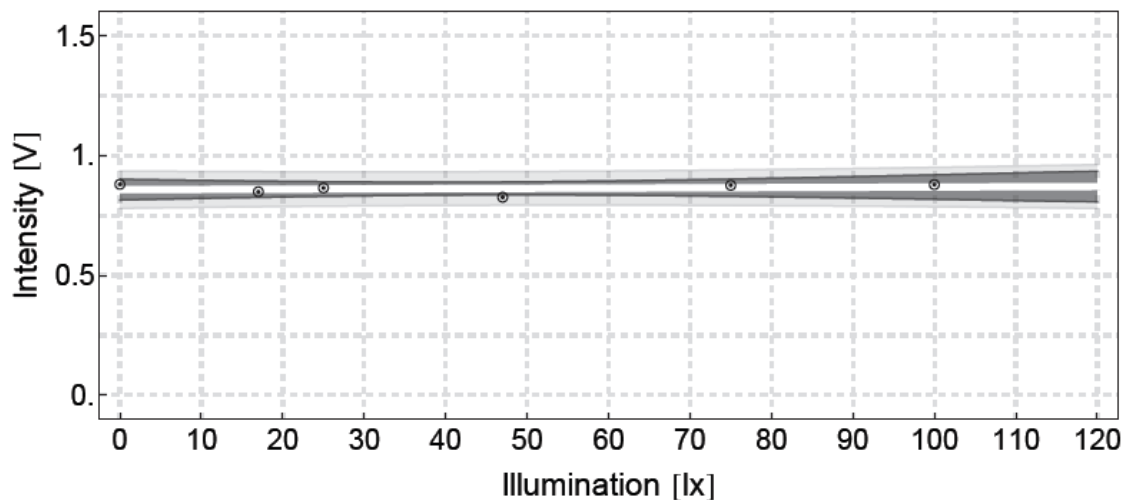
Ambulance 2, Single mód, intenzita, přírodní osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	0.858	6.4×10^{-7}	<0.815, 0.901>
0.193	0.71	a	0.000277	0.71	<-0.000661, 0.000880>

Tabulka 9.16: Tabulka statistik závislosti intenzity na přírodním osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je kladná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je nezávislá na vlivu přírodního osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zaznačeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.16: Regrese závislosti intenzity na přírodním osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

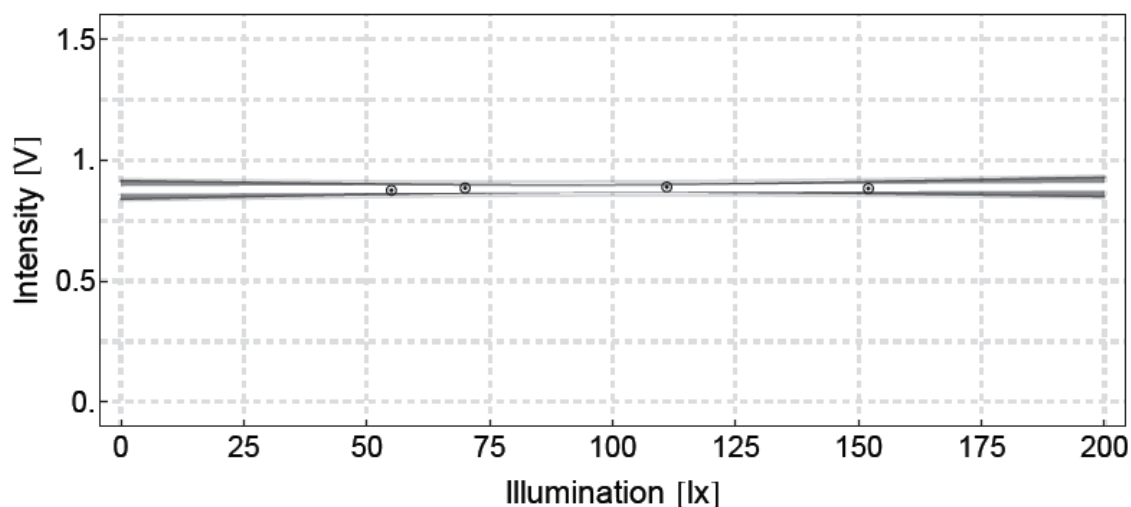
Ambulance 2, Single mód, intenzita, zářivkové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	0.877	1.1×10^{-5}	<0.839, 0.914>
0.475	0.53	a	6.4×10^{-5}	0.53	<-0.000297, 0.000425>

Tabulka 9.17: Tabulka statistik závislosti intenzity na zářivkovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je kladná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je nezávislá na vlivu zářivkového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.17: Regrese závislosti intenzity na zářivkovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

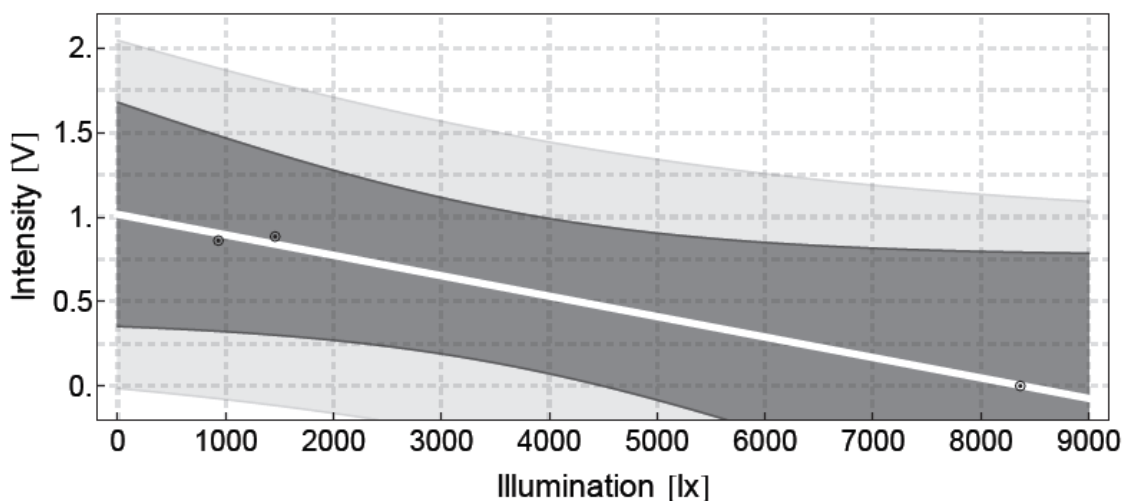
Ambulance 2, Single mód, intenzita, halogenové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	1.0162	0.033	<0.352, 1.680>
-0.996	0.0555	a	-0.000121	0.0555	<-0.000256, 0.0000135>

Tabulka 9.18: Tabulka statistik závislosti intenzity na halogenovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je nezávislá na vlivu halogenovém osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.18: Regrese závislosti intenzity na halogenovém osvětlení v Single módu v Ambulanci 2.

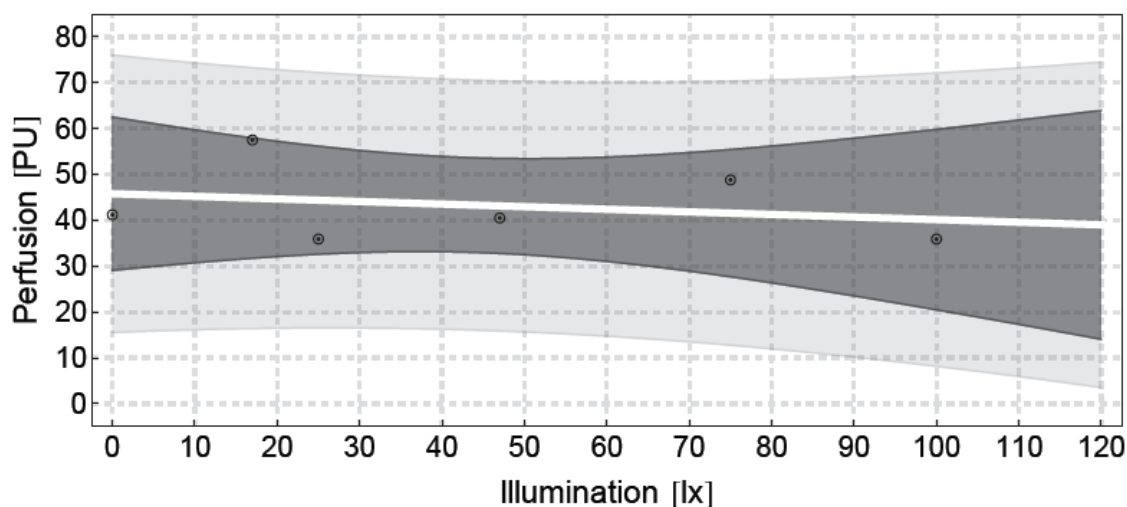
Ambulance 2, Duplexní mód, perfuze, přírodní osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	45.784	0.0016	<26.069, 62.499>
-0.254	0.63	a	-0.0565	0.63	<-0.356, 0.243>

Tabulka 9.19: Tabulka statistik závislosti perfuze na přírodním osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu přírodního osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.19: Regrese závislosti perfuze na přírodním osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

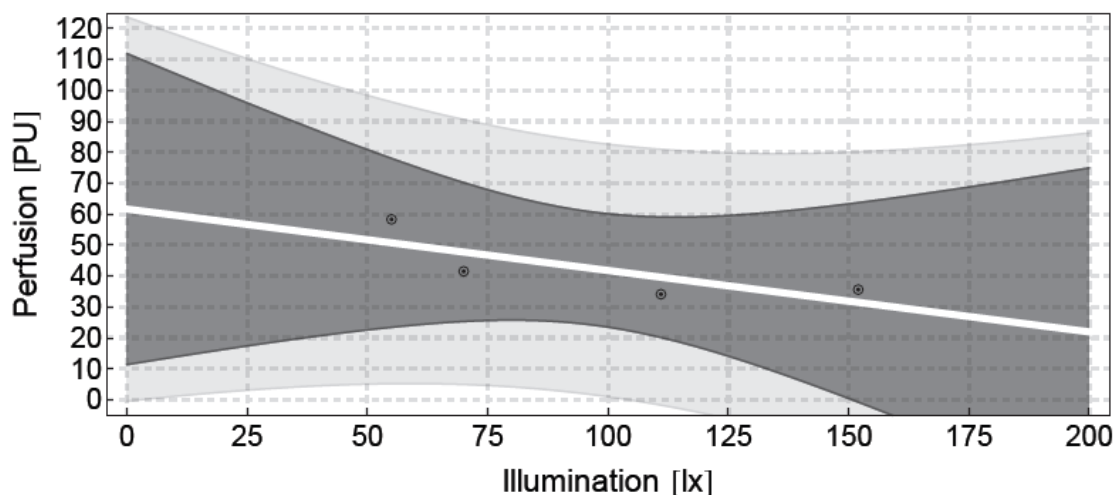
Ambulance 2, Duplexní mód, perfuze, zářivkové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	61.621	0.034	<11.373, 111.868>
-0.781	0.22	a	-0.198	0.22	<-0.681, 0.284>

Tabulka 9.20: Tabulka statistik závislosti perfuze na zářivkovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu zářivkového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.20: Regrese závislosti perfuze na zářivkovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

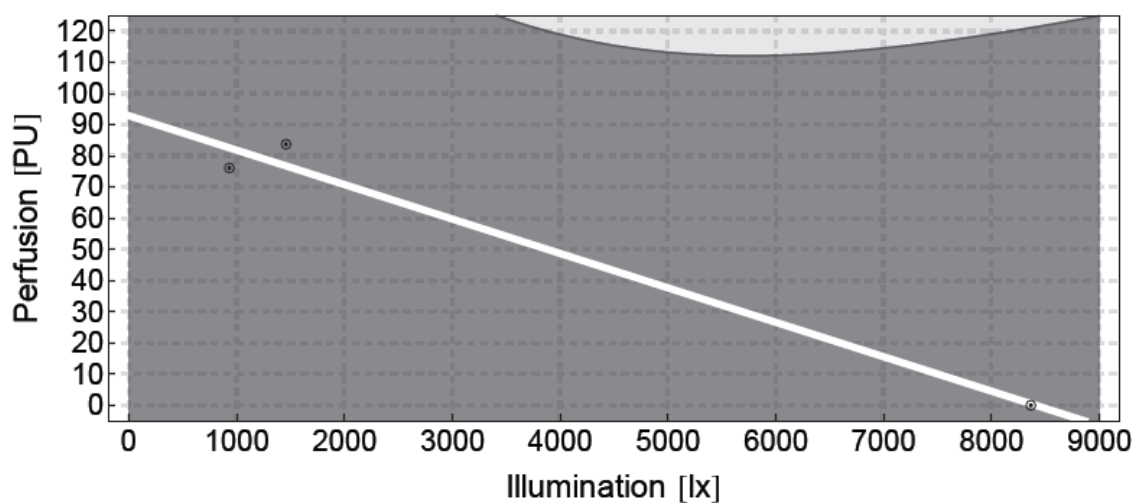
Ambulance 2, Duplexní mód, perfuze, halogenové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	92.857	0.05546	<-8.629, 194.343>
-0.989	0.093	a	-0.0110	0.0927	<-0.0316, 0.00953>

Tabulka 9.21: Tabulka statistik závislosti perfuze na halogenovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota perfuze je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : perfuze je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Krevní perfuze je nezávislá na vlivu halogenového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.21: Regrese závislosti perfuze na halogenovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

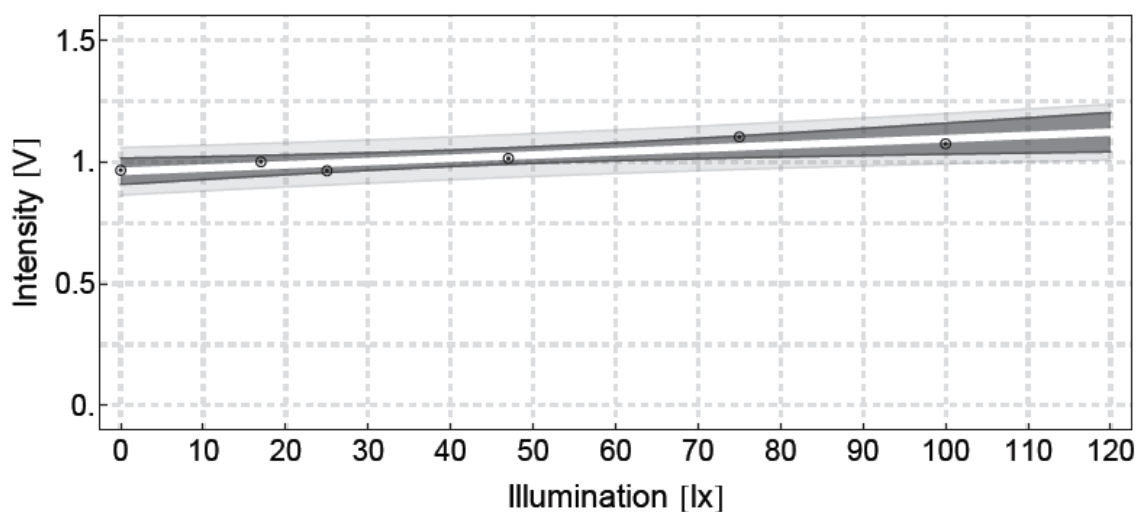
Ambulance 2, Duplexní mód, intenzita, přírodní osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	0.9612	1.0×10^{-6}	<0.908, 1.015>
0.888	0.018	a	0.00134	0.018	<0.000379, 0.00231>

Tabulka 9.22: Tabulka statistik závislosti intenzity na přírodním osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je kladná a její 95% konfidenční interval neobsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky signifikantní (významný). Tvzení o signifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou menší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky závislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti byla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je závislá na vlivu přírodního osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.22: Regrese závislosti intenzity na přírodním osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

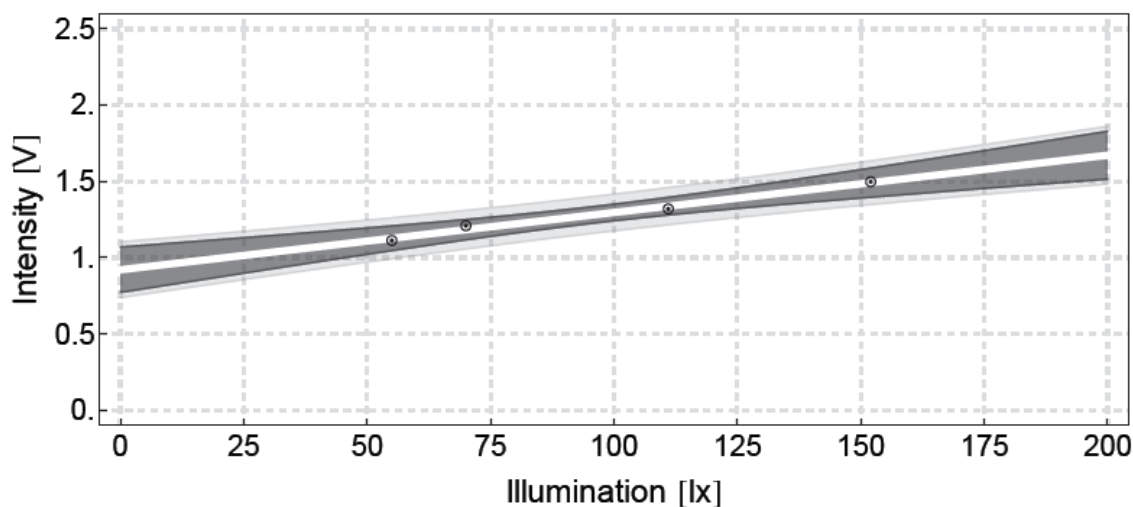
Ambulance 2, Duplexní mód, intenzita, zářivkové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
koeficient	p-hodnota	b	0.921	0.0014	<0.773, 1.0692>
0.992	0.0077	a	0.00375	0.0077	<0.00233, 0.00518>

Tabulka 9.23: Tabulka statistik závislosti intenzity na zářivkovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je kladná a její 95% konfidenční interval neobsahuje nulu. Stoupající trend regresní přímky je tedy statisticky signifikantní (významný). Tvzení o signifikanci růstu lze zdůvodnit také p-hodnotou menší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky závislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti byla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je závislá na vlivu zářivkového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.23: Regrese závislosti intenzity na zářivkovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

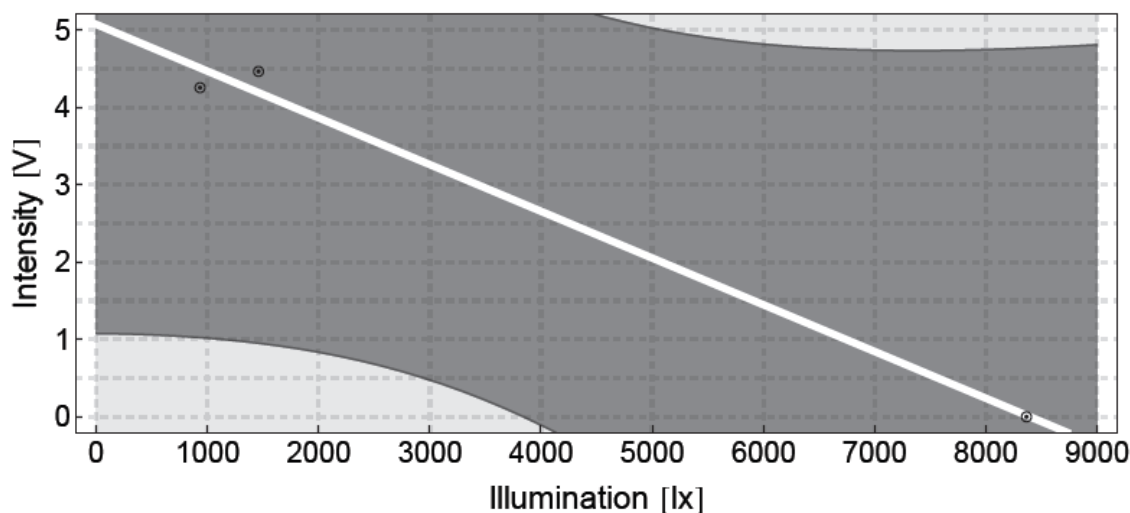
Ambulance 2, Duplexní mód, intenzita, halogenové osvětlení					
Pearsonova korelace		Regresní přímka $y = a \cdot x + b$		p-hodnota	95% konfidenční interval
<i>koeficient</i>	<i>p-hodnota</i>	<i>b</i>	5.071	0.039	<1.0776, 9.0654>
-0.994	0.067	<i>a</i>	-0.000604	0.067	<-0.00141, 0.000206>

Tabulka 9.24: Tabulka statistik závislosti intenzity na halogenovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

Z pravé (regresní) části tabulky plyne, že směrnice regresní přímky a je záporná a její 95% konfidenční interval obsahuje nulu. Klesající trend regresní přímky je tedy statisticky insignifikantní (nevýznamný). Tvrzení o insignifikanci poklesu lze zdůvodnit také p-hodnotou větší než 0.05. Lze tvrdit, že naměřená hodnota intenzity je statisticky nezávislá.

Byla stanovena nulová hypotéza H_0 : intenzita je nezávislá na osvětlení. Byla stanovena alternativní hypotéza H_A : neplatí H_0 . Na základě 5% hladiny významnosti nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Intenzita je nezávislá na vlivu halogenového osvětlení.

Regresi je vhodné zpracovat graficky. V grafu je bílou barvou vyznačena regresní přímka, světle šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás jednotlivých hodnot a tmavě šedé pole vymezuje 95% konfidenční pás střední hodnoty. Naměřené hodnoty jsou zobrazeny černými tečkami s kroužky.



Graf 9.24: Regrese závislosti intenzity na halogenovém osvětlení v Duplexním módu v Ambulanci 2.

9.5 Zhodnocení výsledků experimentálních měření

Experimentální měření krevní perfuze v závislosti na vlivu ambientního osvětlení proběhlo na Popáleninovém centru Fakultní nemocnice Ostrava pod vedením Ing. Ivety Bryjové, vedoucí této práce, a MUDr. Jiřího Štětinského, lékaře Popáleninového centra. K měření byl použit přístroj PeriScan PIM 3 švédské firmy Perimed AB, který je rutinně využíván pro evaluaci raných stádií popálenin.

Měření bylo přizpůsobeno provozu a podmínkám Popáleninového centra. Pro měření krevní perfuze byly využívány dvě vyšetřovny Ambulance 1 a Ambulance 2. V každé z ambulancí na měření spolupracoval jiný proband (muž a žena). Místnosti jsou pro monitorování krevní perfuze vybaveny okny se žaluziemi a stropními zdroji světla obsahující lineární zářivky. Regulace osvětlení v místnostech je prováděna manuálním ovládáním žaluzií a kombinací vypínačů zářivek. V ambulancích však chybí jakákoliv vzduchotechnika s regulací teploty a vlhkosti vzduchu. Tyto parametry také mohou ovlivnit monitorování krevní perfuze prostřednictvím působení na pacienta. Jeho následný fyzický, psychický a komplexní stav organismu se mohou projevit do výsledků vyšetření.

Lidské tělo je třeba brát v úvahu jako komplexní systém, který je jednoduše ovlivnitelný mnoha okolními podněty. Teplota, vlhkost a pH povrchu kůže, světlo, aktuální psychický stav, fyzická kondice, denní doba a další vlivy mohou být příčinnou nepřesností měření a falešných výsledků. Zmiňujeme zde tyto vlivy proto, že všechny byly více či méně přítomny při experimentálním měření na PC FNO, a nepochybně vnesly do výsledků měření a následného vyhodnocení chybu, kterou je třeba brát v úvahu.

Dalším rizikovým faktorem měření byla nevědomá nespolupráce probandů. I když byli maximálně soustředěni na spolupráci, tím je myšleno, že se snažili zabránit pohybovým artefaktům a zbytečně se nerozptylovali, nebylo vždy možné pracovat s přesně identickou oblastí měření. I přes vyznačení měřené oblasti a kontrolu před začátkem každého nového měření docházelo k drobným pohybům pokožky a celé paže probanda, které způsobily drobné odchylky od jednotlivých oblastí měření. Převážně docházelo ke změnám prokrvení paže a následně i pokožky v místě měření. Nemožnost udržet maximálně kontrolované podmínky pro měření způsobila, že ve výsledcích se nemusí projevit závislost měření krevní perfuze na ambientním osvětlení. Toto je samozřejmě subjektivní hodnocení, proto byla výsledná data podrobena statistické analýze. Podle výsledků analýzy byla data objektivně interpretována.

Měření proběhlo v Ambulanci 1 a Ambulanci 2. V každé ambulanci bylo měřeno v Single a Duplexním módu. V každém módu byla měřena krevní perfuze (kvantifikovaná v perfuzních jednotkách [PU]) a intenzita zpětně odražených laserových paprsků do fotodetektoru (v jednotkách elektrického napětí, voltech [V]). Byla sledována závislost těchto dvou veličin na intenzitě okolního osvětlení (v luxech [lx]).

9.5.1 Ambulance 1

Krevní perfuze není závislá na intenzitě okolního světla v Single módu ani v Duplexním módu. Závislost se neprojevila ani při různých typech zdrojů osvětlení, jako jsou přírodní a zářivkové osvětlení, nebo osvětlení operačním zdrojem světla.

Intenzita zpětně odražených paprsků není závislá na intenzitě okolního světla v Single módu. Závislost se neprojevila ani při různých typech zdrojů osvětlení, jako jsou přírodní a zářivkové osvětlení, nebo osvětlení operačním zdrojem světla. V Duplexním módu se projevila slabá statistická závislost intenzity na přírodním a zářivkovém osvětlení. Závislost intenzity na osvětlení operačním zdrojem světla se v Duplexním módu neprojevila.

9.5.2 Ambulance 2

Krevní perfuze není závislá na intenzitě okolního světla v Single módu ani v Duplexním módu. Závislost se neprojevila ani při různých typech zdrojů osvětlení, jako jsou přírodní a zářivkové osvětlení, nebo osvětlení halogenovým zdrojem světla.

Intenzita zpětně odražených paprsků není závislá na intenzitě okolního světla v Single módu. Závislost se neprojevila ani při různých typech zdrojů osvětlení, jako jsou přírodní a zářivkové osvětlení, nebo osvětlení halogenovým zdrojem světla. V Duplexním módu se projevila slabá statistická závislost intenzity na přírodním a zářivkovém osvětlení. Závislost intenzity na osvětlení halogenovým zdrojem světla se v Duplexním módu neprojevila.

Výsledky se shodují v obou ambulancích. V každé ambulanci 10 z 12 výsledků vykazují nezávislost měření na vlivu ambientního osvětlení. V každé ambulanci 2 z 12 výsledků vykazují závislost měření na vlivu ambientního osvětlení. Kladné výsledky, kde se potvrdila závislost měření na intenzitě osvětlení, se týkají intenzity zpětně odražených laserových paprsků. Tato práce se zajímá hlavně o vliv osvětlení na měření krevní perfuze, proto jsou tyto výsledky irelevantní.

Celkovým výsledkem je to, že se nepodařilo prokázat statisticky významnou závislost krevní perfuze na ambientním osvětlení.








9.6 Návrh metodologie pro měření krevní perfuze

Nejen Popáleninové centrum Fakultní nemocnice Ostrava používá přístroj PeriScan PIM 3 pro měření krevní perfuze u pacientů s popáleninovými traumaty. I když není přesně zřejmé, na kterých jiných pracovištích je tento přístroj používán, může být vytvořen obecný standard pro toto vyšetření bez ohledu na místní podmínky jednotlivých center popálenin. LDPI se nepoužívá pouze pro měření krevní perfuze u pacientů s popáleninovými traumaty, ale také pro měření perfuze pacientů s různými kožními problémy. Může se jednat o melanomy, znaménka nejasné etiologie a další kožní léze.

Závislost krevní perfuze na vlivu ambientního osvětlení nebyla sice objektivně prokázána, ale i přesto by podmínky pro měření krevní perfuze měly být standardizovány. Jde především o objektivizaci jednotlivých vyšetření, která nemusí být prováděna vždy stejným personálem ve stejných vyšetřovnách. Přínosné mohou být i pro výzkumné účely, kde je objektivní komponenta výsledku rozhodující. V klinické praxi pak mohou s jistotou sledovat vývoj trendů postiženého místa, který jim pomůže usnadnit diagnózu nebo výběr vhodného terapeutického postupu.

9.6.1 Obecný standard

Obecně by se měla dodržovat tato pravidla pro měření krevní perfuze LDPI metodou.

-  Používat pro vyšetření jednu, předem stanovenou místnost bez oken (nebo alespoň s možností dostatečného zatemnění), aby se zabránilo vlivu přírodního osvětlení, které se nedá objektivně regulovat.
-  Pro osvětlení v místnosti vyšetření používat pouze pevně instalované zdroje světla a vyvarovat se použití jiných světelných zdrojů.
-  Při osvětlení vyšetřovny používat maximální možnou intenzitu osvětlení, které tamní zdroje umožňují. To zabrání používání různých intenzit osvětlení různým personálem. Vždy rozsvítit vše.
-  Pro podklad vyšetřované části těla používat materiál, který dobře pohlcuje červenou barvu spektra. Výrobce doporučuje, i dodává, podložku zelenomodré barvy. Tímto se docílí dobrého kontrastu mezi vyšetřovaným místem a okolím.
-  Pokud to stav pacienta dovolí, zbavit vyšetřované místo veškerých kapalných či gelovitých substancí, které mohou zkreslit výsledky měření krevní perfuze, zejména vlivem Brownova pohybu.
-  Vyšetřovat pacienta ve stabilní reprodukovatelné poloze. Pokud to zdravotní stav pacienta dovoluje, použít polohu vleže. Horizontální poloha, ve které pacient setrvá určitou dobu před samotným měřením, stabilizuje jeho fyziologické funkce (mikrocirkulace krve v kůži, tlak krve a srdeční frekvence).
-  Minimalizovat vznik pohybových artefaktů.

9.6.2 Standard pro Popáleninové centrum Fakultní nemocnice Ostrava

Na PC FN Ostrava se pro měření krevní perfuze používají dvě místnosti. Jsou to Ambulance 1 a Ambulance 2. Standard pro použití přístroje PeriScan PIM 3 v ambulancích je přizpůsoben jejich parametrům a možnostem.

- ☞ Před měřením krevní perfuze zamezit vlivu přírodního osvětlení stažením a zavřením všech žaluzií.
- ☞ Pro osvětlení v místnosti vyšetření používat pouze pevně instalované zdroje světla a vyvarovat se použití jiných světelných zdrojů, např. operační lampy v Ambulanci 1. V ambulancích jsou lineární zářivkové zdroje.
- ☞ Při osvětlení vyšetřovny používat maximální možnou intenzitu osvětlení, které tamní zdroje umožňují. To zabrání používání různých intenzit osvětlení různým personálem. Prostřednictvím kombinací vypínačů světel vždy rozsvítit vše.
- ☞ Podložit vyšetřovanou část těla materiálem, který dobře pohlcuje červenou barvu spektra. Na PC FNO správně používají sterilní zelenomodrou textilní podložku. Je ovšem důležité podložku orientovat pod vyšetřovanou část těla lesklým povrchem dolů. Při nedodržení správné orientace podložky, lesklý materiál bude odrážet a rozptylovat laserové paprsky do okolí. Tím mohou být výsledky vyšetření zcela zkreslené. Správným použitím podložky se docílí dobrého kontrastu mezi vyšetřovaným místem a okolím.
- ☞ Pokud to stav pacienta dovolí, zbavit vyšetřované místo veškerých kapalných či gelovitých substancí, které by mohly zkreslit výsledky měření krevní perfuze.
- ☞ Vyšetřovat pacienta ve stabilní reprodukovatelné poloze. Pokud to zdravotní stav pacienta dovoluje, použít polohu vleže. Horizontální poloha, ve které pacient setrvává určitou dobu před samotným měřením, stabilizuje jeho fyziologické funkce (mikrocirkulace krve v kůži, tlak krve a srdeční frekvence).
- ☞ Minimalizovat vznik pohybových artefaktů.

V některých případech vyžaduje situace akutně provést měření krevní perfuze mimo zmíněné ambulance. Jde především o operační sály, případně o předsálí operačních sálů. Tam doporučené podmínky pro vyšetření nelze dodržet. Pouze jde minimalizovat působení jiných okolních vlivů, které by na výsledky mohly mít vliv.

PC FNO zvažuje zřízení zatemněné místnosti specializované pro účely měření krevní perfuze laserovou dopplerometrií. Tato možnost je vhodným tématem pro další zkoumání ovlivnitelnosti výsledků měření krevní perfuze.

10 Závěr

V této diplomové práci jsem nastudoval problematiku laserdopplerovské velocimetrie, zobrazování krevní perfuze (Laser Doppler Perfusion Imaging) a rušivého vlivu ambientního osvětlení. Seznámil jsem se s přístrojem PeriScan PIM 3 od švédské firmy Perimed AB a jeho pracovním prostředím, skenovacími módy a postprocessingovými možnostmi zpracování dat. Dále jsem navrhl a uskutečnil sérii experimentálních měření a získané data objektivně vyhodnotil a interpretoval. Posoudil jsem vliv ambientního osvětlení na měření krevní perfuze v klinické praxi na Popáleninovém centru Fakultní nemocnice Ostrava. Poté jsem navrhnul soubor doporučení a pokynů, standard pro měření krevní perfuze na PC FN Ostrava i pro jiná pracoviště využívající přístroj PeriScan PIM 3.

Ve spolupráci s Popáleninovým centrem Fakultní nemocnice Ostrava byl lékařům provádějícím měření předán standard pro měření krevní perfuze. V současné době probíhá testování souboru doporučení a pokynů pro měření krevní perfuze v klinické praxi. Testování se musí přizpůsobit běžnému provozu na oddělení. Pro měření krevní perfuze se na PC FNO v budoucnu plánuje k měření perfuze využívat temná místnost.

Světelné podmínky pro měření krevní perfuze v temné místnosti nebyly doposud zkoumány, proto by bylo přínosné věnovat se této problematice i v budoucích studiích.

Výsledky této práce nejsou zcela jednoznačné. Důvodem je problém zajistit kontrolu nad ostatními podmínkami ovlivňujícími měření krevní perfuze. Problémem byla také nedostatečná regulovatelnost osvětlení a fyziologická nestálost probandů. I to bylo důvodem pro nízký počet měření, která byla provedena. Pro statistickou analýzu poskytující signifikantní výsledky je větší počet zkoumaných vzorků nezbytností.

V uvedeném smyslu lze tuto diplomovou práci považovat za pilotní studii. Použití vytvořeného standardu měření krevní perfuze a nový náhled na problematiku se může stát východiskem pro další studie v této oblasti.

Literární zdroje

- [1] STRAKOŠ, Adam. *Optická filtrace ve frekvenční oblasti*. Ostrava, 2011. Bakalářská práce. VŠB-TUO. Vedoucí práce Jan Skapa.
- [2] *Světlo a jeho rychlost*. [online]. 2011 [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://www.b-space.wz.cz/svetlo.html>
- [3] GYMNÁZIUM L. JAROŠE HOLEŠOV. *Úvod do optiky* [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: http://www.gymhol.cz/projekt/fyzika/01_uvod/01.htm
- [4] ZIKMUND, Martin. Optika. [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://www.fyzika.webz.cz/index.php?clanek=9&title=Optika>
- [5] GYMNÁZIUM L. JAROŠE HOLEŠOV. *Odraz a lom světla* [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: http://www.gymhol.cz/projekt/fyzika/02_odraz_a_lom/02_odraz.htm
- [6] KOPEČNÝ, Jan. *Základy fyziky: Modul 4 - optika a atomové jádro - skriptum*. VŠB-TUO. Ostrava, 2008. Dostupné z: http://www.studopory.vsb.cz/studijnimaterialy/Zaklady_fyziky/Modul4.pdf.
- [7] TUREČEK, Ondřej. *Konstrukce polovodičového laseru*. Ostrava, 2010. Diplomová práce. VŠB-TUO. Vedoucí práce David Helštýn.
- [8] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje - skriptum*. VŠB-TUO, Ostrava, 2007.
- [9] TUREČEK, Tomáš. *Svařování vysokopevnostních ocelí laserem*. Brno, 2010. Diplomová práce. VUT. Vedoucí práce Libor Mrňa.
- [10] BRYJOVÁ, Iveta. *Využití laserové dopplerometrie v mikrovaskulární diagnostice*. Diplomová práce. Ostrava, 2012. VŠB-TUO, Vedoucí práce Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [11] *Nejmenší polovodičový laser na světě*. 2009, roč. 45, č. 7. Dostupné z: http://www.aldebaran.cz/bulletin/2009_45_las.php
- [12] *Rozdělení laserů*. [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: http://laser.zcu.cz/wiki/v_rozdeleni-laseru
- [13] MELLES GRIOT: Basic Laser Principles. Laser Guide, Chap. 36, 2005, [online]. [cit. 2013-05-07]., Dostupné z: <http://www.bgu.ac.il/~glevi/website/Guides/Lasers.pdf>.
- [14] *Nejmenší polovodičový laser na světě* [online]. AGA & Štefánikova hvězdárna v Praze, 2009 [cit. 2013-05-07]. ISSN 1214-1674. Dostupné z: http://www.aldebaran.cz/bulletin/2009_45_las.php
- [15] Laser. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Laser>

- [16] NAVRÁTIL, Leoš; KOLÁŘOVÁ, Hana. *Neionizující formy záření*. In: [online]. [cit. 2013-05-23]. Dostupné z: http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra_7169/ch08.htm
- [17] ŠULC, Jan. *Lasery a jejich aplikace*. 2002, s. 6. Dostupné z: <http://www.plslaser.cz/pdf/lasery.pdf>
- [18] *Optoelektronické prvky: Laserová dioda*. In: [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://home.zcu.cz/~houlec/www/htm/LD.htm>
- [19] BENEŠOVÁ, Radka. STŘEDNÍ ZDRAVOTNICKÁ A VYŠŠÍ ODBORNÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ MLADÁ BOLESLAV. *Anatomie kůže* [online]. 2011. [cit. 2013-05-23]. Dostupné z: http://www.szsemb.cz/admin/upload/sekce_materialy/Anatomie_kuže.pdf
- [20] BÍNOVÁ, Romana. *Informovanost veřejnosti o problematice melanomu kůže*. 2008. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice. Vedoucí práce MUDr. David Stuchlík.
- [21] *Kůže*. In: [online]. 2012 [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://sup-sem-tam.webnode.cz/news/kuze/>
- [22] ŽITNÁ, Pavla. *Popáleniny v přednemocniční neodkladné péči*. 2011. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice. Vedoucí práce Mgr. Radek Mathauser, DiS.
- [23] BRADSHAW, Eve. *Tibial Fractures and Monkey Carcasses*. In: [online]. 2009 [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: http://greenroomthoughts.blogspot.cz/2009_11_01_archive.html
- [24] HORÁČEK, Jaroslav. *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotnickým zaměřením*. 1. vyd. Ostrava: VŠB-Technická univerzita Ostrava, 2006, 113 s. ISBN 80-248-1203-7.
- [25] BENDOVIÁ, Hana. *Anatomie a fyziologie kůže* [online]. 2010. Státní zdravotní ústav Praha. Dostupné z: http://www.sdrprokos.cz/akt_arch/16-seminar/Kuze.pdf
- [27] JETT COSMETICS. *IPL JETT Pro: Princip IPL* [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://cs.jettcosmetics.cz/ipl-jett-pro/>
- [28] STŘEDA, L. a VÍŠEK, V.: *Fototerapie v estetické medicíně 2*, 2012, [online], navštíveno v dubnu 2013, URL <http://www.facelifting.cz/biolampy-a-lasery/>.
- [29] TRUPAR, Evžen. *Chirurgická terapie vitiliga přenosem autologních kožních buněk*. Brno, 2009. Disertační práce. Masarykova univerzita v Brně. Vedoucí práce prof. MUDr. P. Brychta, CSc.
- [30] STŘEDA, L. a VÍŠEK, V.: *Fototerapie v estetické medicíně 3*, 2012, [online], navštíveno v dubnu 2013, URL <http://www.facelifting.cz/biolampy-a-lasery/>.
- [31] FoNET, SPOL. S R.O.: *Therapy Systems*, 2009, [online], navštíveno v březnu 2013, URL <http://www.therapy.cz/laserove-zareni.php>

- [32] WDICT, *Doppler Effect*. [online]. [cit. 2013-05-07]. Dostupné z: <http://wdict.net/word/doppler+effect/>
- [33] SEDLÁŘ, Martin. *Dopplerovské měření průtoku krve velkými cévami dolních končetin po zátěži*. Brno, 2008. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně. Vedoucí práce MUDr. Lenka Forýtková, CSc.
- [34] DROZD, Petr. *Ultrazvuk v robotice - skriptum*. ČVUT, Praha, 2002.
- [35] FOLTA, Jaroslav a Pavel ŠIŠMA. Christian Doppler. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2013-05-23]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Christian_Doppler
- [36] Vožda, Michal. *Lékařské zobrazovací systémy I. - skriptum*. VŠB-TUO, Ostrava, 2011.
- [37] PERIMED AB: Perimed Instruments, 2012, navštíveno v lednu 2013, URL <http://www.perimed-instruments.com/>.
- [38] EPOMED. *Popáleninová medicína* [online]. [cit. 2013-05-07].
- [39] Štětinský, Jiří: *Metody a systémy zobrazení a zpracování medicínských obrazů: Laserová dopplerometrie v diagnostice popálenin*. Seminář, VŠB-TUO, Ostrava, 13.12.2012.
- [40] PERIMED AB: PeriScan PIM3 System – Extended User Manual, July 2008, retrieved 2012, URL <http://www.perimed-instruments.com/>.
- [41] PERIMED AB: PeriScan PIM3 System – User Manual, July 2008, retrieved 2012, URL <http://www.perimed-instruments.com/>.

Seznam příloh

- Příloha A** - Grafické zpracování výsledků experimentálních měření (12 stran).
- Příloha B** - Statistická analýza získaných dat v programu *Mathematica*® fy Wolfram Research (29 stran).
(tato příloha je pro svůj rozsah vložena do kapsy na deskách práce; existuje také jako příloha na CD)

Příloha A

Grafické zpracování výsledků experimentálních měření

Kromě závislosti krevní perfuze na vlivu ambientního osvětlení byla sledována také závislost intenzity laserového záření, zpětně odraženého do fotodetektoru, na vlivu ambientního osvětlení. Intenzita je důležitá z toho důvodu, že pokud je chybně nastavena hodnota Thresholdu, tak data, která se budou nacházet pod touto hodnotou, nebudou zaznamenána nebo budou při budoucím zpracování zkreslena. Proto je důležitá korekce nastavené hodnoty Thresholdu před každým měření, jak je popsáno v kapitole 7.2.2 Volba a nastavené módu skenování na straně 56.

Výsledky měření v Ambulanci 1

Nejprve jsou uvedeny výsledky měření v Single módu a poté výsledky měření v Duplexním módu.

Single mód

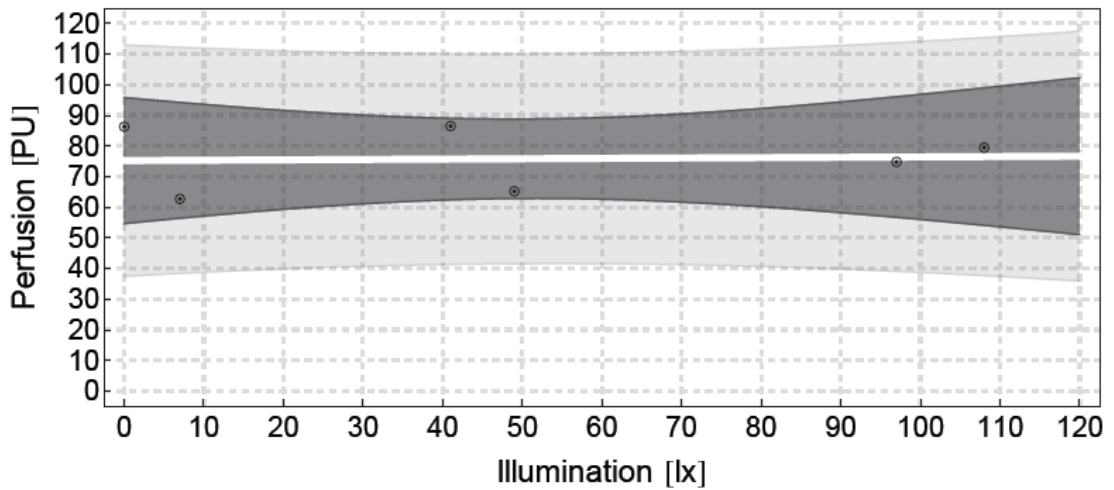
Hodnoty perfuze a intenzity použité v grafickém zpracování, v případě tohoto módu, jsou softwarem vypočteny průměry z oblasti zájmu (ROI), která zahrnuje celou skenovanou scénu.

Přírodní osvětlení			Zářivkové osvětlení			Operační světlo		
Osvětlení [lx]	Perfúze [PU]	Intenzita [V]	Osvětlení [lx]	Perfúze [PU]	Intenzita [V]	Osvětlení [lx]	Perfúze [PU]	Intenzita [V]
0	86.3	1.225	111	50.1	1.195	140	43.1	1.175
7	62.7	1.205	167	44.1	1.198	716	57	1.133
41	86.5	1.207	180	40.2	1.19	1028	0	0
49	65.2	1.228	261	38	1.184			
97	74.8	1.189	307	46.9	1.193			
108	79.5	1.242						

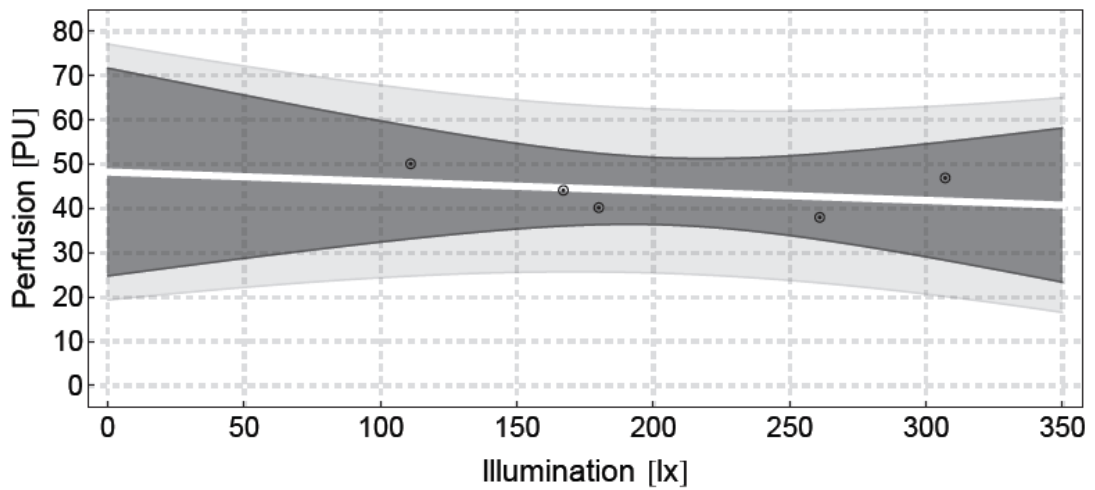
Tabulka 1: Tabulka naměřených hodnot v Ambulanci 1 v Single módu.

Dále jsou v této kapitole uvedeny grafy závislostí krevní perfuze (v perfuzních jednotkách (PU)) a intenzity (v jednotkách napětí (V)) zpětně odražených laserových paprsků na vybraných typech osvětlení a intenzitách osvětlení.

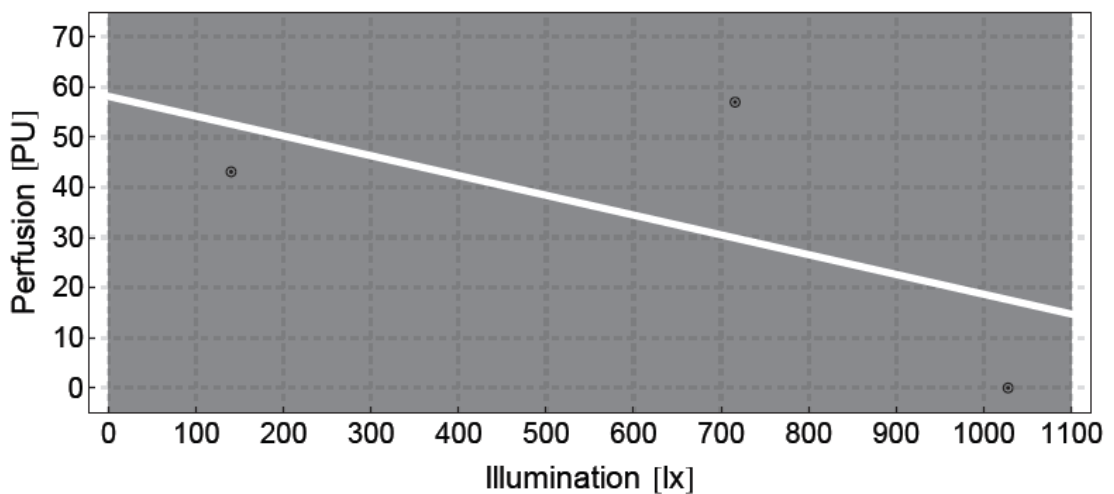
Závislost krevní perfuze na intenzitě a vybraných typech osvětlení v Ambulanci 1:



Graf 1: Závislost krevní perfuze na přírodním osvětlení v Ambulanci 1 v Single módu.

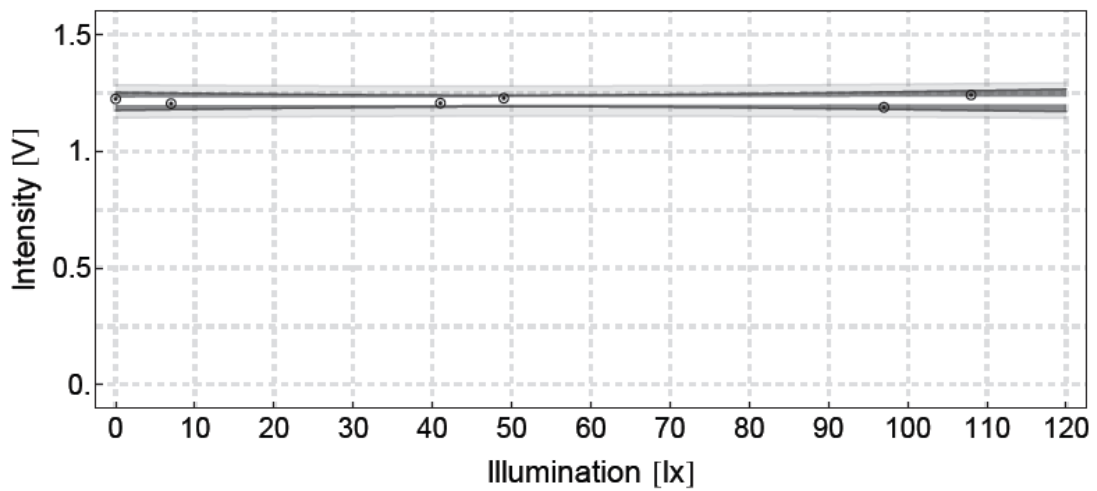


Graf 2: Závislost krevní perfuze na zářivkovém osvětlení v Ambulanci 1 v Single módu.

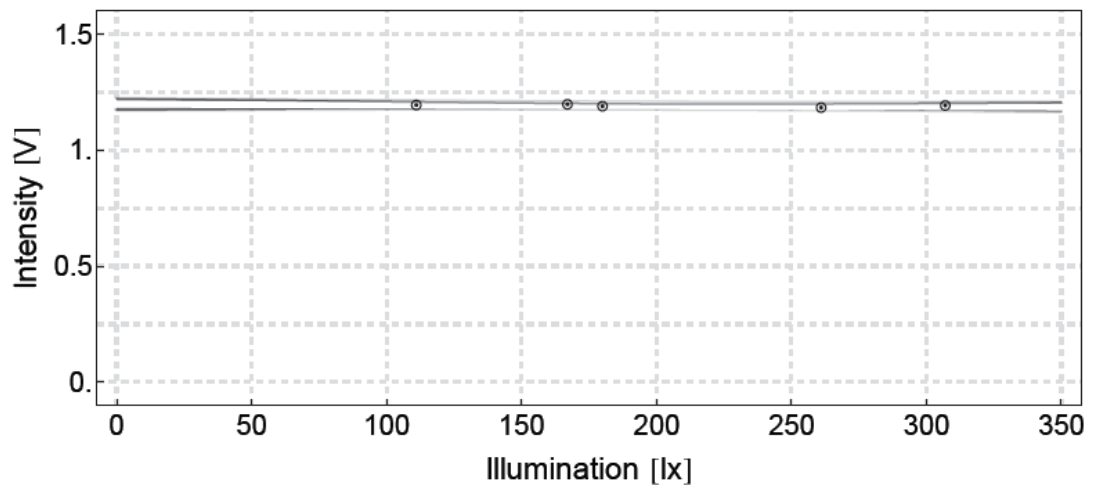


Graf 3: Závislost krevní perfuze na osvětlení operačním světlem v Ambulanci 1 v Single módu.

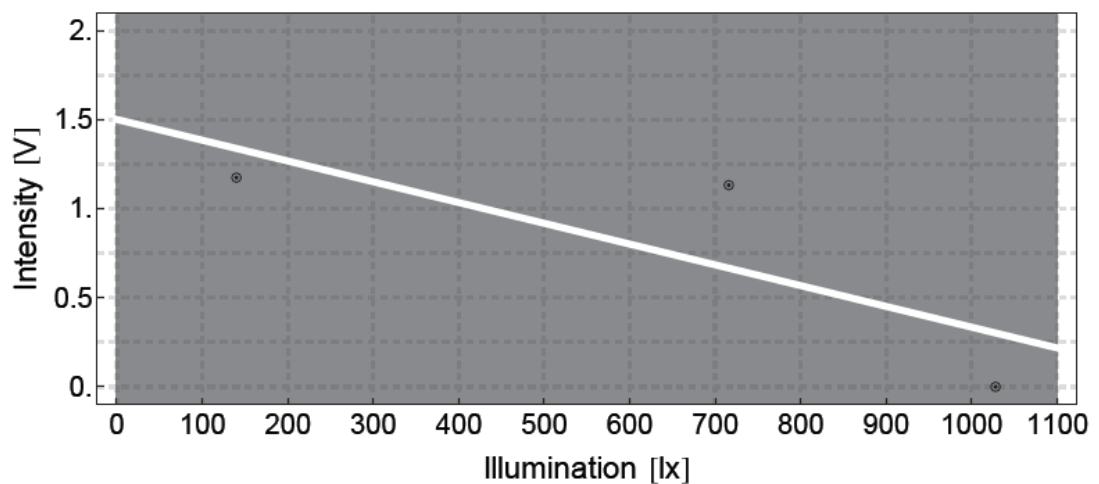
Závislost intenzity na intenzitě a vybraných typech osvětlení v Ambulanci 1:



Graf 4: Závislost intenzity na přírodním osvětlení v Ambulanci 1 v Single módu.



Graf 5: Závislost intenzity na zářivkovém osvětlení v Ambulanci 1 v Single módu.



Graf 6: Závislost intenzity na osvětlení operačním světlem v Ambulanci 1 v Single módu.

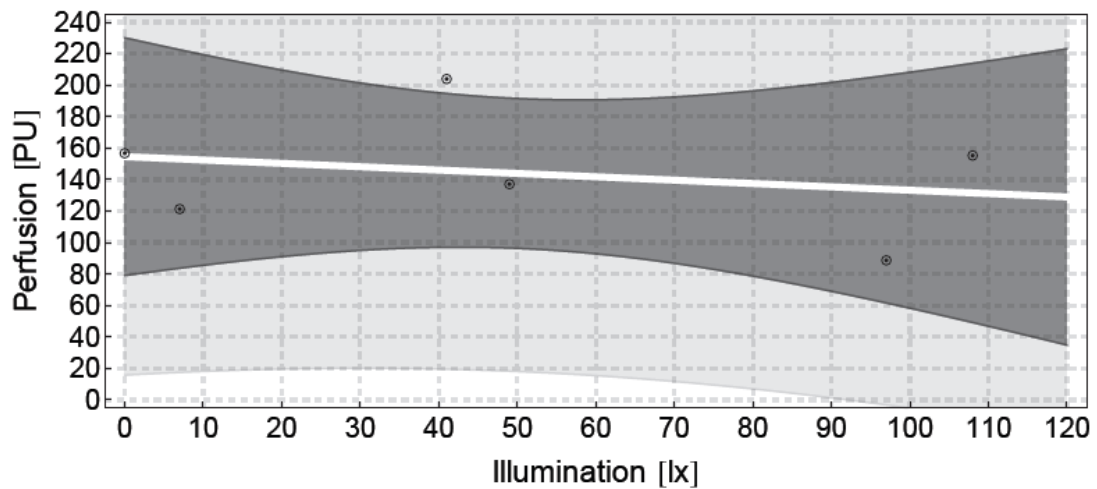
Duplexní mód

Hodnoty perfuze a intenzity použité v grafickém zpracování, v případě tohoto módu, jsou softwarem vypočteny průměry z oblasti zájmu (ROI), která zahrnuje 10-ti sekundový úsek měření.

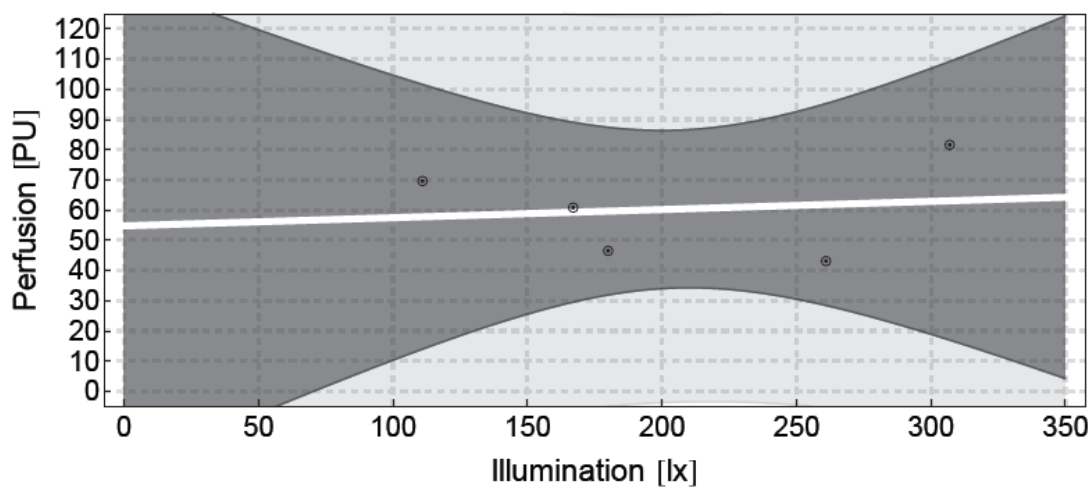
Přirodní osvětlení			Zářivkové osvětlení			Operační světlo		
Osvětlení [lx]	Perfuzie [PU]	Intenzita [V]	Osvětlení [lx]	Perfuzie [PU]	Intenzita [V]	Osvětlení [lx]	Perfuzie [PU]	Intenzita [V]
0	156.7	1.411	111	69.6	1.5	140	74.5	1.81
7	121.3	1.309	167	60.8	1.63	716	76.9	2.5
41	203.9	1.558	180	46.5	1.71	1028	0	0
49	137.1	1.46	261	43.1	1.84			
97	88.7	1.51	307	81.6	1.89			
108	155.3	1.68						

Tabulka 2: Tabulka naměřených hodnot v Ambulanci 1 v Duplexním módu.

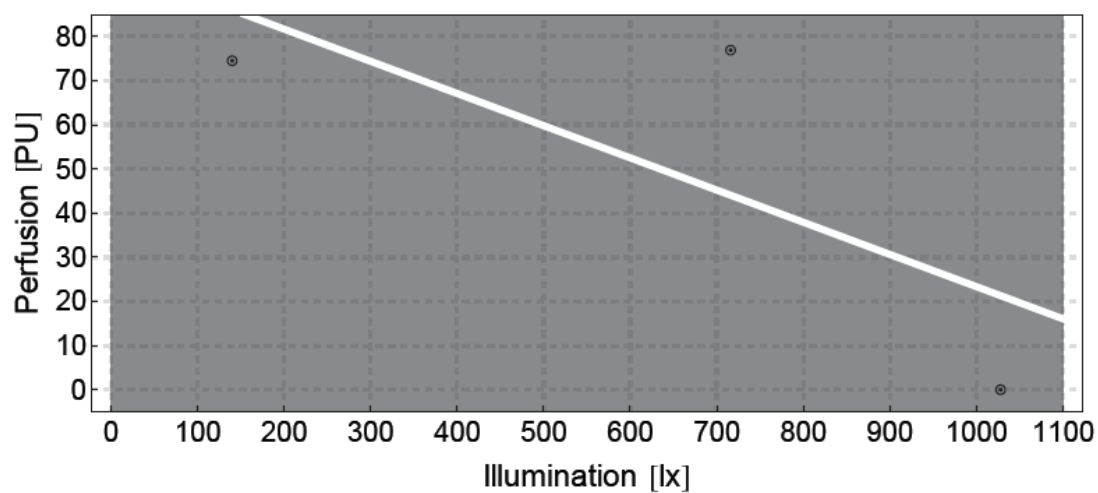
Závislost krevní perfuze na intenzitě a vybraných typech osvětlení Ambulanci 1:



Graf 7: Závislost krevní perfuze na přírodním osvětlení v Ambulanci 1 v Duplexním módu.

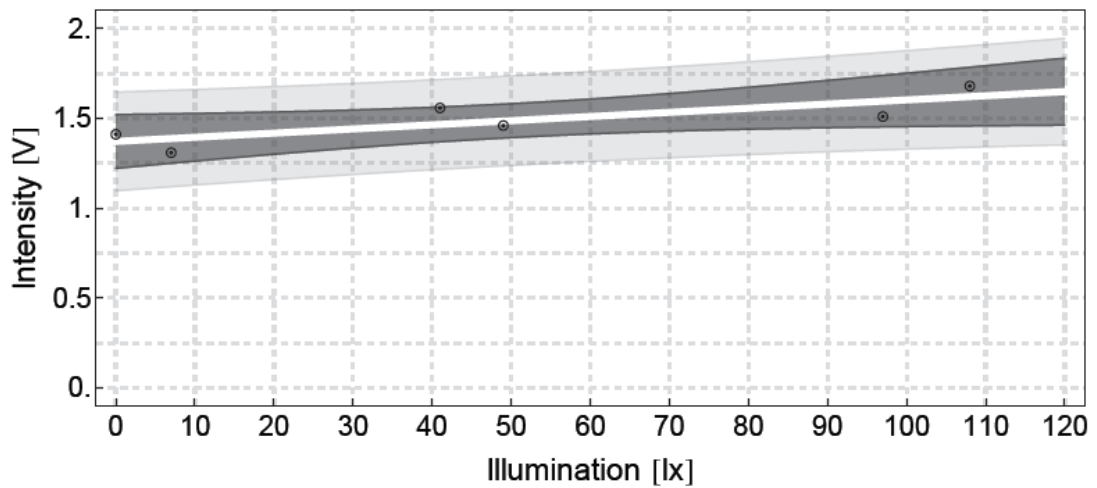


Graf 8: Závislost krevní perfuze na zářivkovém osvětlení v Ambulanci 1 v Duplexním módu.

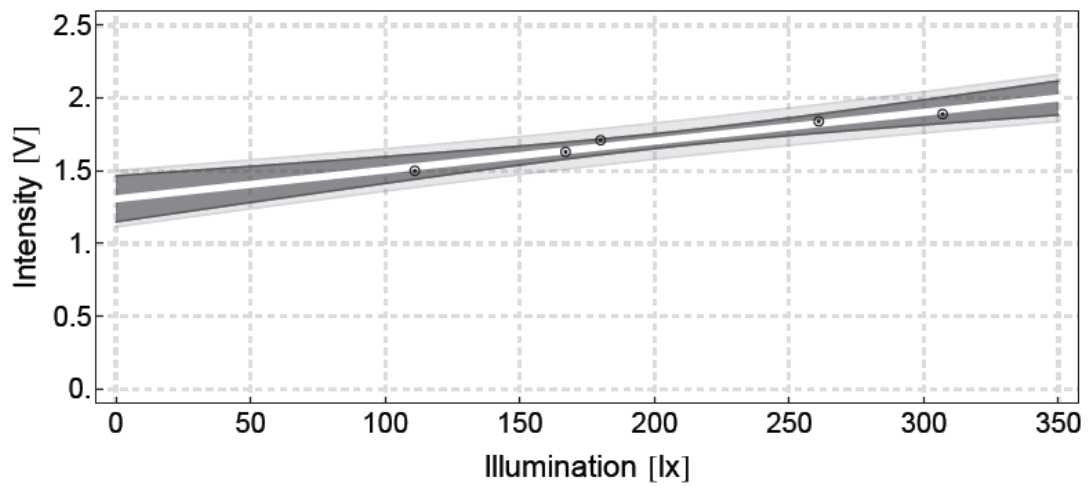


Graf 9: Závislost krevní perfuze na osvětlení operačním světlem v Ambulanci 1 v Duplexním módu.

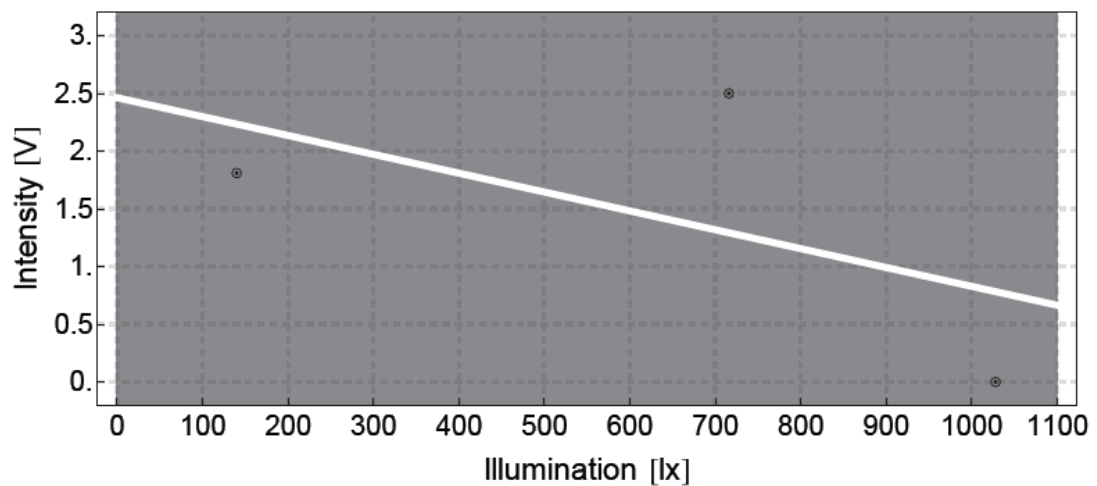
Závislost intenzity na intenzitě a vybraných typech osvětlení Ambulanci 1:



Graf 10: Závislost intenzity na přírodním osvětlení v Ambulanci 1 v Duplexním módu.



Graf 11: Závislost intenzity na zářivkovém osvětlení v Ambulanci 1 v Duplexním módu.



Graf 12: Závislost intenzity na osvětlení operačním světlem v Ambulanci 1 v Duplexním módu.

Výsledky měření v Ambulanci 2

Nejprve budou uvedeny výsledky měření v Single módu a poté výsledky z měření v Duplexním módu. Dále jsou v této kapitole uvedeny grafy závislosti krevní perfuze (v perfuzních jednotkách (PU)) a intenzity (v jednotkách napětí (V)) zpětně odražených laserových paprsků na vybraných typech osvětlení a intenzitách osvětlení.

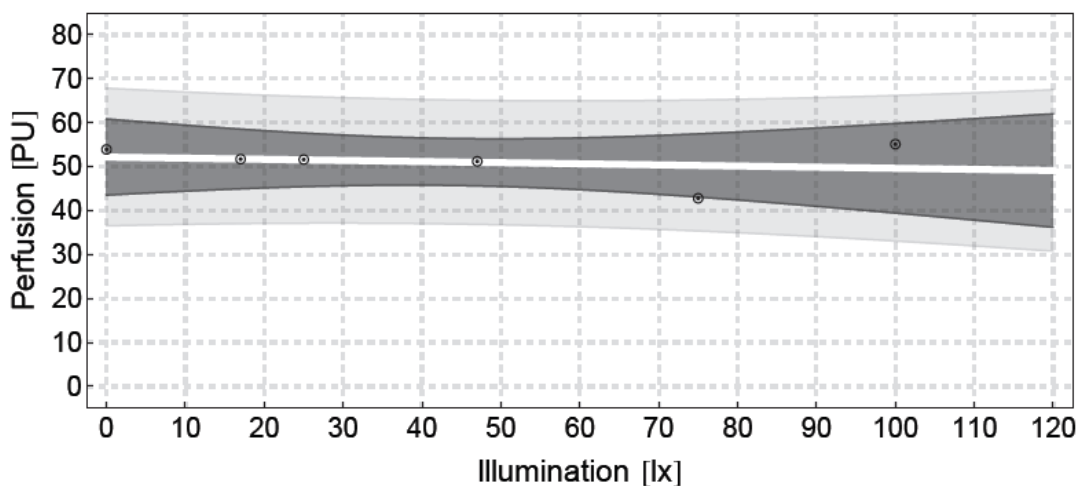
Single mód

Hodnoty perfuze a intenzity použité v grafickém zpracování, v případě tohoto módu, jsou softwarem vypočteny průměry z oblasti zájmu (ROI), která zahrnuje celou skenovanou scénu.

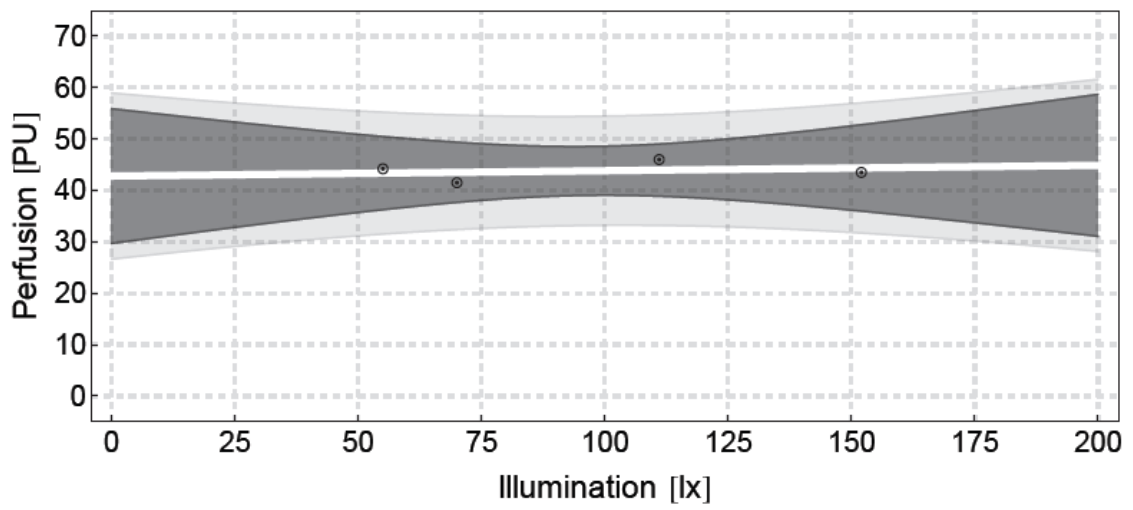
Přírodní osvětlení			Zářivkové osvětlení			Halogenové světlo		
Osvětlení [lx]	Perfuze [PU]	Intenzita [V]	Osvětlení [lx]	Perfuze [PU]	Intenzita [V]	Osvětlení [lx]	Perfuze [PU]	Intenzita [V]
0	53.9	0.88	55	44.2	0.875	933	83.7	0.861
17	51.7	0.849	70	41.5	0.885	1459	97.6	0.885
25	51.6	0.865	111	46	0.889	8367	0	0
47	51.2	0.826	152	43.5	0.883			
75	42.8	0.876						
100	55.1	0.879						

Tabulka 3: Tabulka naměřených hodnot v Ambulanci 2 v Single módu.

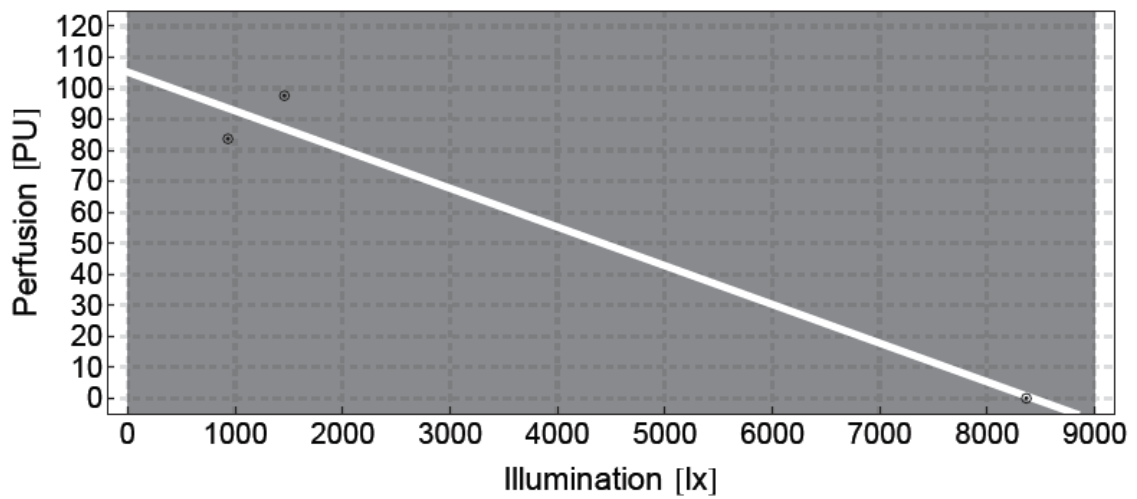
Závislost krevní perfuze na intenzitě a vybraných typech osvětlení Ambulanci 2:



Graf 13: Závislost krevní perfuze na přírodním osvětlení v Ambulanci 2 v Single módu.

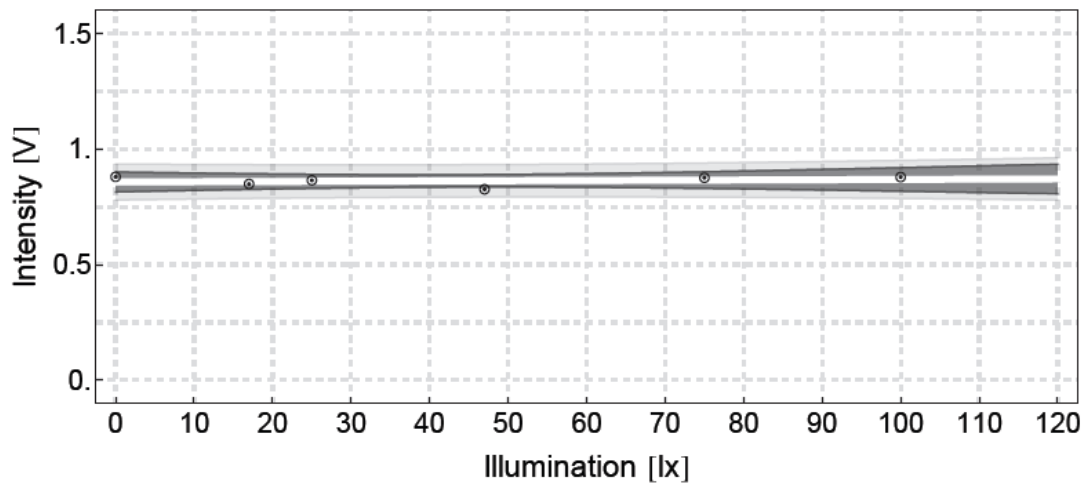


Graf 14: Závislost krevní perfuze na zářivkovém osvětlení v Ambulanci 2 v Single módu.

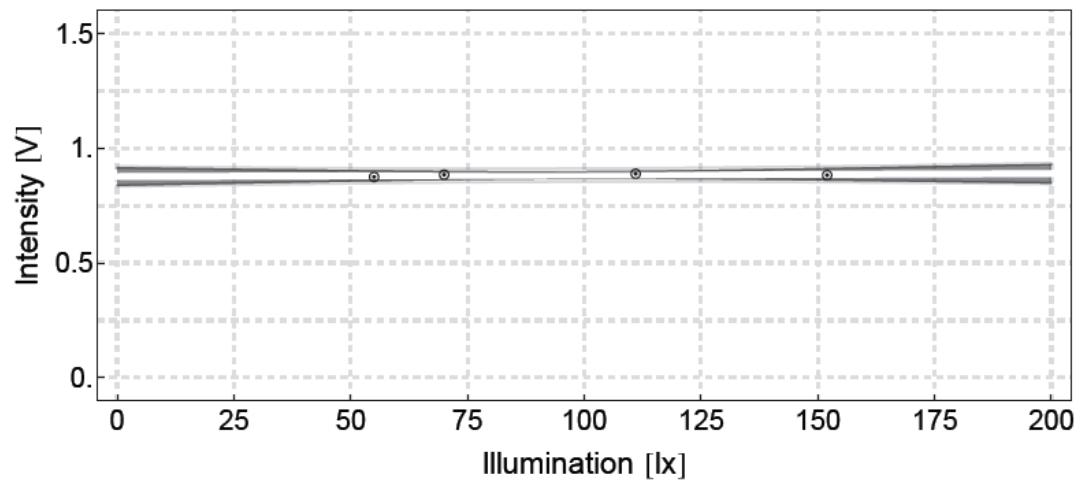


Graf 15: Závislost krevní perfuze na halogenovém osvětlení v Ambulanci 2 v Single módu.

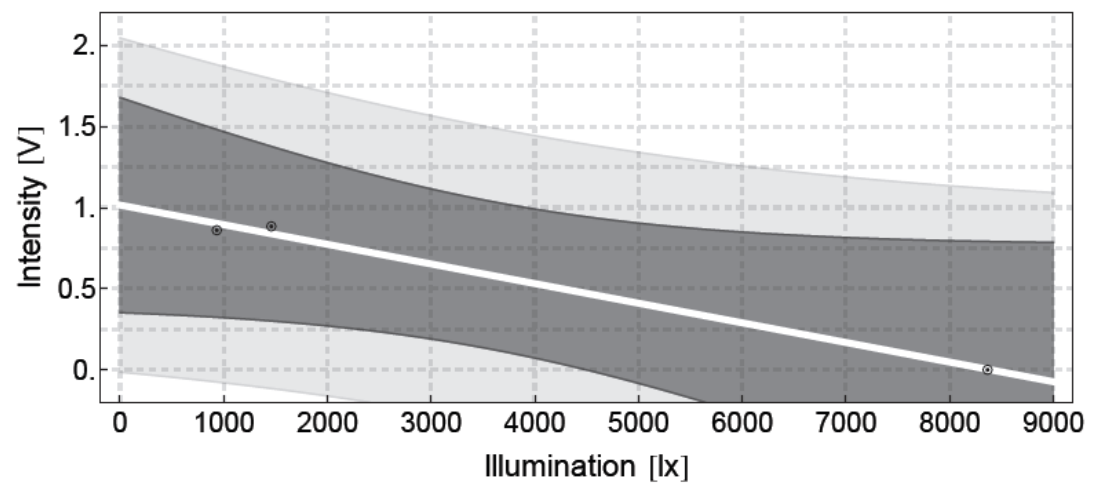
Závislost intenzity na intenzitě a vybraných typech osvětlení v Ambulanci 2:



Graf 16: Závislost intenzity na přírodním osvětlení v Ambulanci 2 v Single módu.



Graf 172: Závislost intenzity na zářivkovém osvětlení v Ambulanci 2 v Single módu.



Graf 18: Závislost intenzity na halogenovém osvětlení v Ambulanci 2 v Single módu.

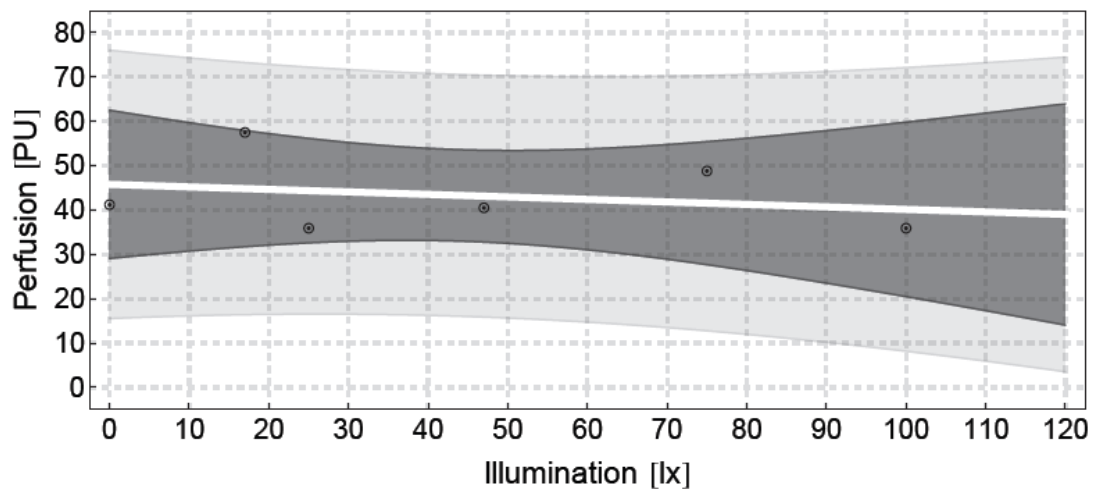
Duplexní mód

Hodnoty perfuze a intenzity použité v grafickém zpracování, v případě tohoto módu, jsou softwarem vypočteny průměry z oblasti zájmu (ROI), která zahrnuje 10-ti sekundový úsek měření.

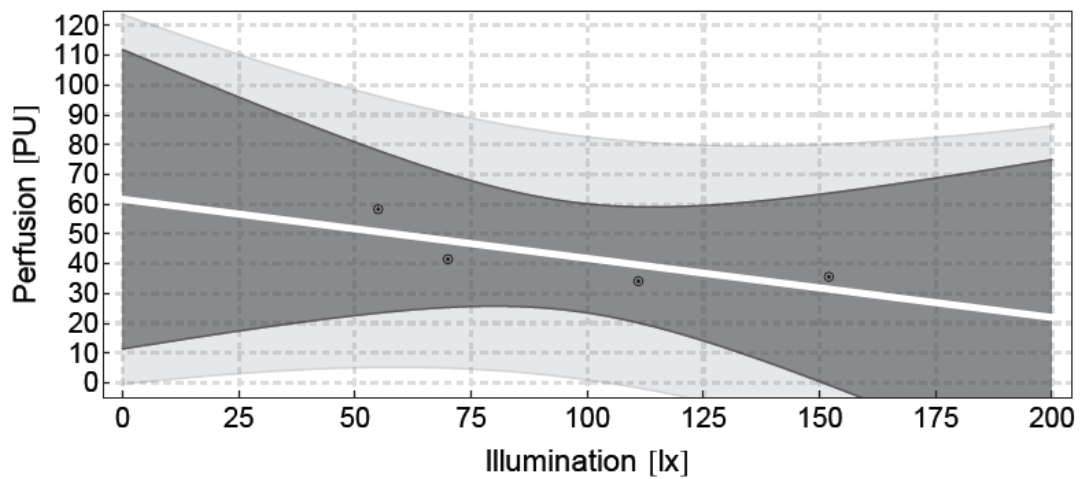
Přírodní osvětlení			Zářivkové osvětlení			Operační světlo		
Osvětlení [lx]	Perfuzie [PU]	Intenzita [V]	Osvětlení [lx]	Perfuzie [PU]	Intenzita [V]	Osvětlení [lx]	Perfuzie [PU]	Intenzita [V]
0	41.2	0.966	55	58.3	1.113	933	76.1	4.254
17	57.5	1.001	70	41.5	1.21	1459	83.7	4.464
25	35.9	0.964	111	34.1	1.32	8367	0	0
47	40.5	1.015	152	35.6	1.498			
75	48.8	1.103						
100	35.9	1.075						

Tabulka 4: Tabulka naměřených hodnot v Ambulanci 1 v Duplexním módu.

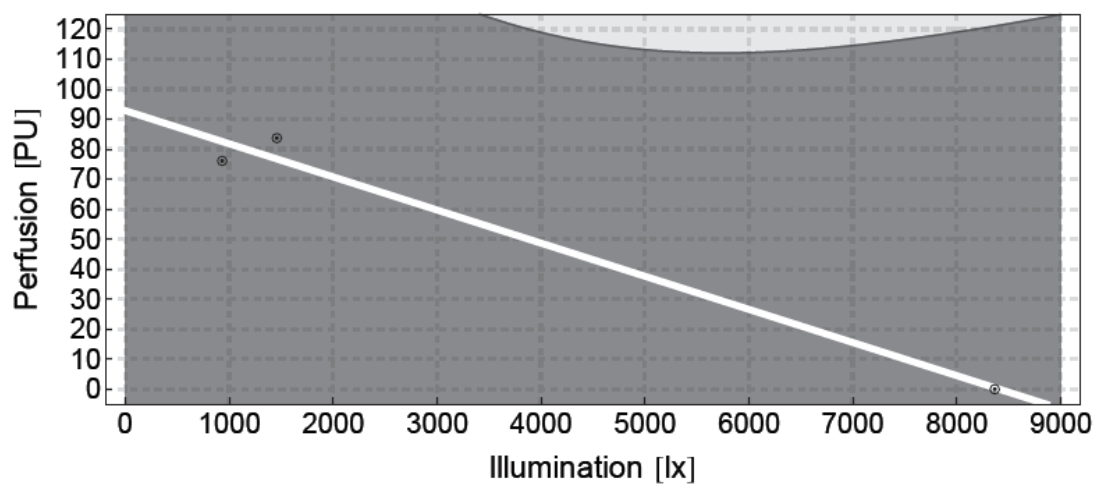
Závislost krevní perfuze na intenzitě a vybraných typech osvětlení Ambulanci 2:



Graf 19: Závislost krevní perfuze na přírodním osvětlení v Ambulanci 2 v Duplexním módu.

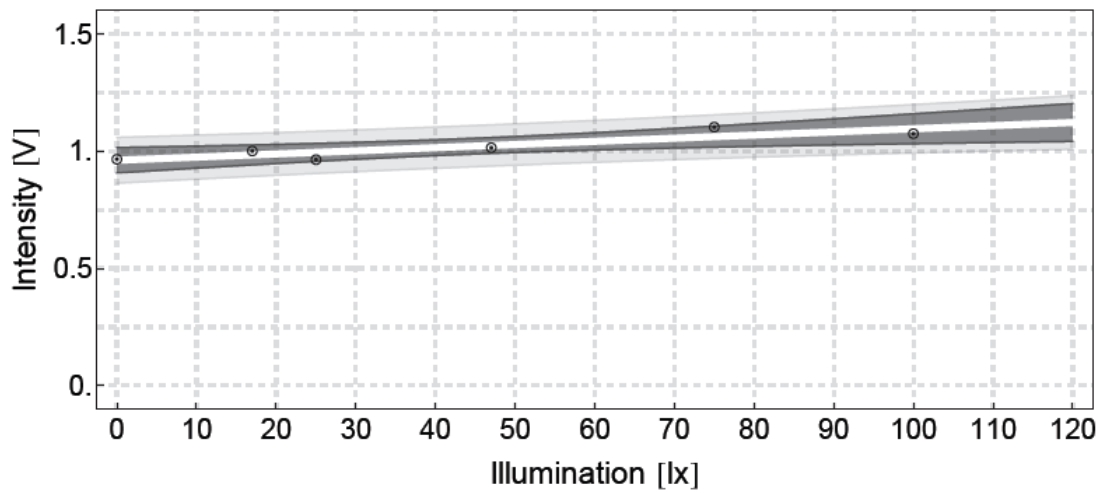


Graf 20: Závislost krevní perfuze na zářivkovém osvětlení v Ambulanci 2 v Duplexním módu.

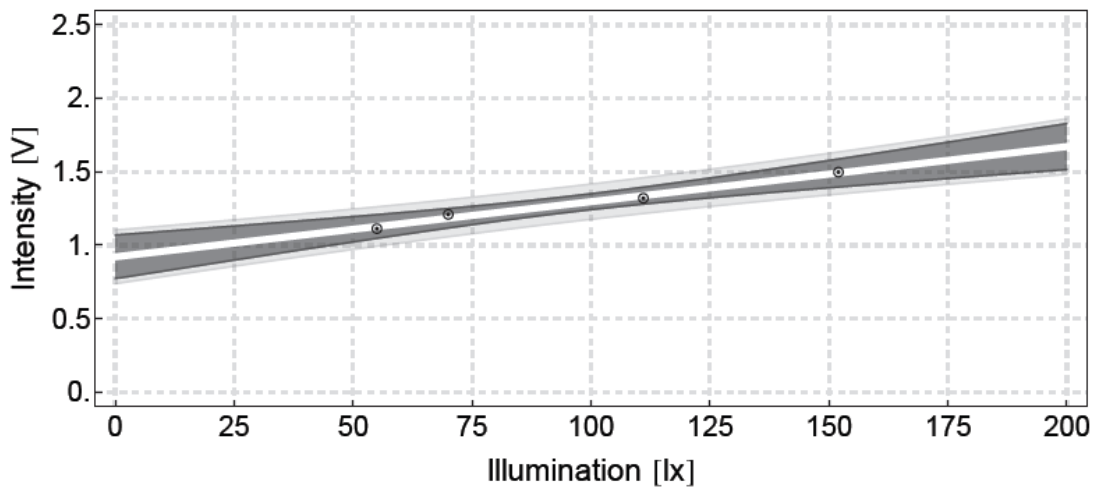


Graf 21: Závislost krevní perfuze na halogenovém osvětlení v Ambulanci 2 v Duplexním módu.

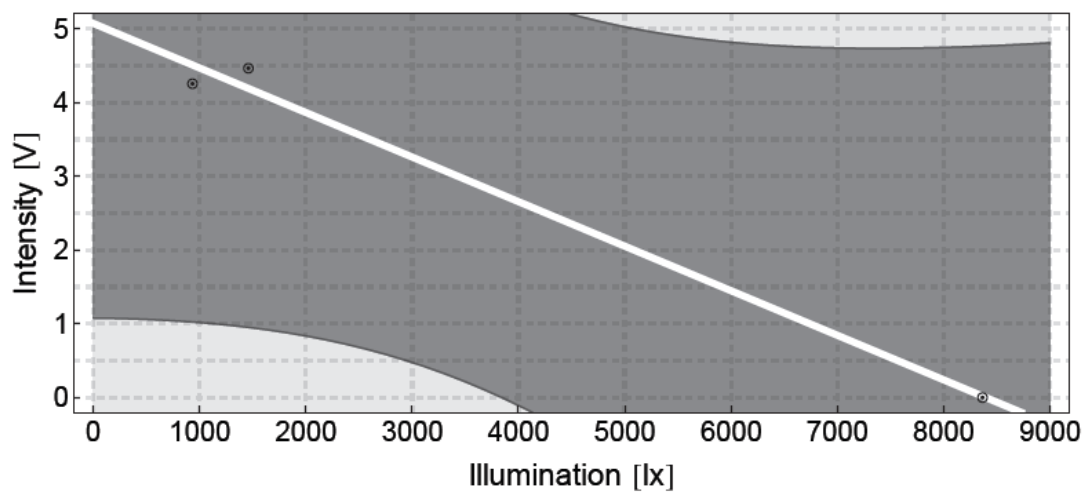
Závislost intenzity na intenzitě a vybraných typech osvětlení v Ambulanci 2:



Graf 22: Závislost intenzity na přírodním osvětlení v Ambulanci 2 v Duplexním módu.



Graf 23: Závislost intenzity na zářivkovém osvětlení v Ambulanci 2 v Duplexním módu.



Graf 24: Závislost intenzity na halogenovém osvětlení v Ambulanci 2 v Duplexním módu.