



## **Bakalářská práce**

# **Možnosti využití infračerveného, optického a ultrafialového záření v dermatologii**

*Studijní program:*

B0914P360007 Biomedicínská technika

*Autor práce:*

**Patrik Drozen**

*Vedoucí práce:*

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Fakulta zdravotnických studií

Liberec 2023



## Zadání bakalářské práce

# Možnosti využití infračerveného, optického a ultrafialového záření v dermatologii

<i>Jméno a příjmení:</i>	<b>Patrik Drozen</b>
<i>Osobní číslo:</i>	D20000014
<i>Studijní program:</i>	B0914P360007 Biomedicínská technika
<i>Zadávající katedra:</i>	Fakulta zdravotnických studií
<i>Akademický rok:</i>	2022/2023

## Zásady pro vypracování:

### Cíle práce:

Cílem bakalářské práce je vytvoření optického modelu pokožky a jeho možné využití v dermatologii. V teoretické části uvést základní vlastnosti elektromagnetického pole v infračerveném, optickém a ultrafialovém spektru a jeho fyziologický vliv na člověka. Stanovit bezpečné limity použití této oblasti elektromagnetického spektra v souladu s doporučeními Světové zdravotnické organizace (WHO). Seznámit se základními biofyzikálními principy fotopletysmografického zobrazování. Naznačit možnosti využití této oblasti elektromagnetického spektra v diagnostice pokožky v dermatologii.

### Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

V dermatologii se používá ultrafialové, viditelné a infračervené záření při fototerapii, která má mít imunomodulační účinky (zejména ve smyslu mírné imunosuprese). Jedním z úkolů je zjistit, jaký možný vliv má toto elektromagnetické spektrum na pokožku s rozdílnou emisivitou povrchu, s rozdílnou pigmentací kůže. Je možné v diagnostice pokožky využít základní principy fotopletysmografického zobrazování?

### Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Ultrafialové záření má dezinfekční účinky, viditelné světlo má fotodestrukční účinky, infračervené záření má tepelné účinky. Jak se tyto vlastnosti využívají v dermatologii? Co způsobí laser z hlediska fyziky, který bude produkovat požadovaná záření na pokožce s různou pigmentací?

### Metoda:

Ve spolupráci s FT KMI provést základní experimenty na figurantech UV-VIS-NIR spektroskopie, spektrofotometrie a kolorimetrie.

### Technika práce, vyhodnocení dat:

Rešerše, teoretický rozbor, experimenty.

### Místo a čas realizace výzkumu:

Výzkum bude realizován ve spolupráci s KMI (prof. M. Vik) Fakulty Textilní TUL.

### Vzorek:

Zdroje elektromagnetických záření využívaných při fototerapii v dermatologii a další bodové LED diody rozdílných spekter.

### Rozsah práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50–70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování práce:

Jazyk práce:

tištěná/elektronická

Čeština

## Seznam odborné literatury:

BENEŠOVÁ, Zdeňka a Daniel MAYER. *Základní příklady z teorie elektromagnetického pole*. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2001. ISBN 80-7082-818-8.

MARTINÁSKOVÁ, Jana. Přípravky určené k péči o pokožku u atopické dermatitidy. 2018. *Praktické lékárenství*. **14**(1), 29-34. ISSN 1801-2434.

BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.

ETTLER, Karel. Dermatologická fototerapie. 2021. *Dermatologie pro praxi*. **15**(1), 28-36. ISSN 1802-2960.

ŠKOPKOVÁ, Kristýna a Jan POTĚŠIL. Těžká forma atopické dermatitidy. 2021. *Pediatric pro praxi*. **22**(3), 208-211. ISSN 1803-5264.

ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.

NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika. 2., zcela přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-0209-9.

MORAES, Jermana L., M. X. ROCHA, G. G. VASCONCELOS, J. E. VASCONCELOS FILHO, V. H. C de ALBUQUERQUE, a A. R. ALEXANDRIA. Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications. *Sensors*. 2018, **18**(6), 3-9. DOI:10.3390/s18061894.

ROSINA, Jozef, Jana VRÁNOVÁ a Hana KOLÁŘOVÁ. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. 2., doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2021. ISBN 978-80-271-2526-5.

WELTI, Michèle, Egle RAMELYTE, Reinhard DUMMER a Laurence IMHOF. Evaluation of the minimal erythema dose for UVB and UVA in context of skin phototype and nature of photodermatosis. *Photodermatology, Photoimmunology & Photomedicine*. 2020, **36**(3), 200-207. ISSN 0905-4383. DOI:10.1111/phpp.12537.

LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.

Vedoucí práce:

prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

25. října 2022

Předpokládaný termín odevzdání: 5. května 2023

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc.,

MBA

děkan

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Jsem si vědom toho, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má bakalářská práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

## **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat panu prof. Ing. Aleši Richterovi, CSc. za vedení této bakalářské práce. Jeho odborné rady, věcné připomínky, ochota a trpělivost mi byly velkým přínosem. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Dominiku Duškovi za poskytnutí důležitého zdroje při psaní práce. V neposlední řadě děkuji mým blízkým za psychickou podporu.

# ANOTACE

## **Název práce:**

Možnosti využití infračerveného, optického a ultrafialového záření v dermatologii

## **Anotace:**

Neionizující elektromagnetické záření je využíváno v mnoha odvětvích lékařství, jedním z nich je dermatologie. V teoretické části se rozebírají účinky tohoto spektra, zmiňují fotometrické veličiny a stanovují se bezpečné hodnoty při působení na lidský organismus. Dále se uvádí příklady použití při terapeutických a diagnostických metodách jako je fototerapie, fotopletysmografie a zejména dermatoskopie. V praktické části je představena problematika zdravotnického přístroje fungujícího na principu makroskopické dermatoskopie. Zkoumá se možnost replikování funkčnosti tohoto přístroje za pomoci běžně dostupného grafického editoru a programovacího prostředí.

**Klíčová slova:** neionizující elektromagnetické záření, dermatologie, fototerapie, úprava fotografií

# ANOTACE

**Title:**

Applications of infrared, optical and ultraviolet radiation in dermatology

**Annotation:**

Non-ionizing electromagnetic radiation is used in many areas of medicine, including dermatology. The theoretical part discusses the effects of this spectrum, mentions the photometric quantities and determines the safe values of exposure to the human body. Examples its use in therapeutic and diagnostic methods such as phototherapy, photoplethysmography and, in particular, dermatoscopy are also provided. The practical part presents the issue of a medical device operating on the principle of macroscopic dermatoscopy. It examines the possibility of replicating the functionality of this device using a commonly available graphical editor and programming environment.

**Key words:** non-ionising electromagnetic radiation, dermatology, phototherapy, photo editing

# Obsah

Seznam použitých zkratk	10
Přehled fyzikálních jednotek v radiometrii	11
1 Úvod	12
2 Teoretická část	13
2.1 Neionizující elektromagnetické záření	13
2.1.1 Limity při použití neionizujícího elektromagnetického záření	15
2.1.2 Účinky infračerveného záření	17
2.1.3 Účinky viditelného světla	17
2.1.4 Účinky ultrafialového záření	18
2.2 Fyzikální pojmy používané ve fotometrii a spektrální analýze	19
2.2.1 Světelný tok	19
2.2.2 Prostorový úhel	19
2.2.3 Svítivost	19
2.2.4 Osvětlenost (intenzita osvětlení)	20
2.2.5 Jas	20
2.2.6 Intenzita světlení	20
2.2.7 Náhradní teplota chromatičnosti $T_{CP}$ (K)	21
2.2.8 Index podání barev CRI	21
2.3 Fototerapie	21
2.3.1 Princip	21
2.3.2 Typy fototerapie	24
2.3.3 Technický aspekt používaných zářičů	24
2.4 Fotopletysmografie	25
2.5 Fotodynamická terapie	27
2.6 Dermatoskopie	27
2.6.1 Princip metody	27



3	Výzkumná část.....	30
3.1	Dermoscan X2 .....	30
3.1.1	Popis přístroje.....	30
3.1.2	Průběh vyšetření .....	31
3.2	Předpoklady experimentu .....	32
3.3	Analýza spekter.....	33
3.3.1	Spektrum osvětlené místnosti.....	33
3.3.2	Spektrum blesku z fotoaparátu .....	34
3.4	Způsoby využití programu MATLAB k úpravě fotografií .....	35
3.4.1	Charakteristika histogramu originálních dat .....	36
3.4.2	Prahování.....	39
3.4.3	Hranová detekce .....	41
3.5	Termografie dat.....	42
3.6	Hodnocení použitých filtrů a změn barev v GIMP 2.....	44
3.6.1	Filtr Horní propust.....	45
3.6.2	Filtr Doostření .....	46
3.6.3	Změny barev .....	47
3.7	Shrnutí hlavních výhod a nevýhod programů.....	47
4	Návrh postupu k nahrazení přístroje DermoScan X2 .....	49
5	Závěr .....	51
	Seznam použité literatury .....	52
	Seznam obrázků .....	54

## Seznam použitých zkratek

CCT	Correlated Color Temperature (teplota chromatičnosti)
CRI	Color Rendering Index (index podání barev)
ICNIRP	International Commission on NonIonizing Radiation Protection
IR	infračervené záření
KNL	Krajská nemocnice v Liberci
MED	minimální erytemová dávka
PAT	Pulse Arrival Time (čas příchodu pulzu)
PDT	fotodynamická terapie
PPG	fotopletysmografie
PUVA	psoralen + UVA, fotochemo-terapie
UV	ultrafialové záření
UVA	UV typu A
UVB	UV typu B
UVC	UV typu C
WHO	World Health Organization

## Přehled fyzikálních jednotek v radiometrii

Tab.1

veličina	symbol	základní jednotka
Čas	t	s
Energie	E	joule
Frekvence	f	hertz
Intenzita	$I_E$	watt na metr čtverečný
Intenzita osvětlení	$E_v$	lux
Intenzita světlení	M	lumen na metr čtverečný
Jas	L	kandela na metr čtverečný
Rychlost světla	c	metr za sekundu
Světelný tok	$\phi$	lumen
Svítivost	I	kandela
Vlnová délka	$\lambda$	metr

# 1 Úvod

Elektromagnetické záření se vyskytuje všude kolem nás, i když si to ani nemusíme uvědomovat. Pokud si rozsvítíme v místnosti, tak vidíme světlo vyzařované ze žárovky. Jídlo si ohřejeme v mikrovlnné troubě. Při poslechu hudby z rádia využíváme radiových vln. Jdeme se projít ven a jsme vystaveni UV a IR záření ze Slunce. Všechny zmiňované každodenní úkony jsou spojeny s různými spektry elektromagnetického záření. Tohoto fyzikálního jevu se využívá hojně v medicíně, např. v dermatologii, o čemž bude téma této práce.

Dermatologie poznatků o IR záření, světlu a UV záření využívá např. při tzv. světloléčbě (fototerapii), fotopletysmografii, fotodynamické terapii, nebo dermatoskopii. Dermatoskopie je vyšetření, které za principu lupy zkoumá povrch kůže a má za úkol odhalit melanomy. Toto vyšetření se ale odvíjí od toho, jestli pacient nebo někdo jiný je schopen si podezřelé pihy všimnout pouze při pohledu očima. Sken kůže, nebo makro pohled na kůži tento díl náhody odmazává a může poskytnout celkový přehled o pihách a být předstupněm dermatoskopie.

Snaha skenování kůže tkví zejména v automatizaci tohoto vyšetření. Zdravotnický přístroj fungující na tomto principu vyhotoví snímek těla a pomocí softwaru se vyznačí pihy. Lze uvedený princip replikovat za domácích podmínek? Cílem této práce je tedy uvést v teoretické části vlivy elektromagnetického spektra využívaného v dermatologii a stanovit bezpečné hodnoty spektra v souladu s WHO a českou legislativou. Dále se uvedou příklady metod a jejich principy využívající tohoto spektra. V praktické části se naznačí a navrhne možnost, jestli lze využít a nahradit zdravotnický přístroj, který pracuje se spektrem viditelného světla.

## 2 Teoretická část

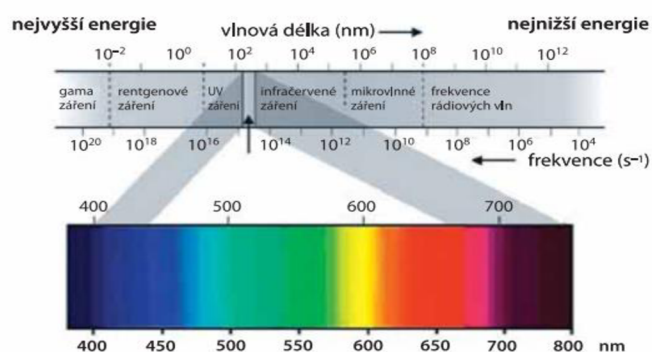
### 2.1 Neionizující elektromagnetické záření

Elektromagnetické pole je fyzikální pole, které má svoji magnetickou složku  $H$  a elektrickou složku  $E$ . Vektory těchto složek leží v rovinách rovnoběžných s rovinou  $(y, z)$  v tzv. vlnoplochách. Tyto vlny nazýváme příčné transverzální vlny. Elektrické a magnetické vlny leží v rovinách kolmých. Speciálním případem je harmonická rovinná vlna, tj. vlna časově harmonicky proměnná. Při elektromagnetickém vlnění (záření) dochází k šíření prostorem těchto složek. (Benešová a Mayer, 2001)

Záření obecně je popisováno hlavně pomocí vlnové délky  $\lambda$ , frekvence  $f$  nebo rychlosti světla  $c$  ( $3 \cdot 10^8$  m/s). Vztah těchto veličin je vyjádřen rovnicí:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (\text{Rovnice 1})$$

Z té je patrné, že s rostoucí frekvencí klesá vlnová délka a naopak s klesající frekvencí vlnová délka roste. Záření se ještě popisuje pomocí energie  $E$  nebo intenzity. Záření vysoké frekvence a krátké vlnové délky je energeticky nejbohatší. Intenzitou se myslí množství energie záření dopadající na plochu za jednotku času, z toho důvodu se tato veličina udává v  $\text{J} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ . Podle vlnové délky (frekvence) se rozlišuje několik druhů elektromagnetického záření, a vytváří se elektromagnetické spektrum. To je zobrazeno na obr. 1. Hranice částí spektra nejsou striktně oddělena a jednotlivé části se prolínají. (Navrátil a Rosina, 2019)



Obr. 1 Elektromagnetické spektrum (Beneš, Kyplová a Vitek, 2015)

Spektrum se typicky rozděluje na dvě části, na neionizující a ionizující záření. To je z důvodu velikosti nejmenší energie potřebné pro ionizaci ozařovaného člověka,

kteřá se stanovuje od 10 do 25 keV. Ionizací se myslí nabytí elektricky neutřálního atomu nebo molekuly, tímto procesem vznikají ionty, elektricky nabitě částice. Může k tomu tak dojít například odtržením iontu od nabitě částice. Mezi neionizující záření se typicky řadí radiové vlny, mikrovlny, infračervené záření, viditelné světlo a ultrafialové záření. V dermatologii se používají ale pouze poslední 3 jmenované. Ionizující je rentgenovo a gamma záření. (Navrátil a Rosina, 2019)

Účinky záření nezávisí jen na energii a druhu záření, ale také samozřejmě na individuálních vlastnostech organismu, jako je schopnost kompenzace a adaptace. Nejvíce se projevují fyzikální parametry záření jako je frekvence, intenzita a délka expozice. Výsledek ozařování je také výrazně ovlivněn chemicko-fyzikálními vlastnostmi, nebo absorpčními vrstvami organismu. Jedná se např. o rozměr, tloušťku vrstev, psychický stav. Základně se rozlišují 2 typy účinků, tepelný a netepelný. (Beneš, Kyplová a Vítek, 2015)

K tepelnému účinku dochází při vyšší výkonové hustotě elektromagnetického pole, než je  $100 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ . Účinek je znatelnější se zvyšující se frekvencí. To je patrné zejména u mikrovln, které mají nízkou hloubku průniku do tkáně. Tím pádem jsou nejvíce ohroženy oči a mužské pohlavní orgány, jelikož výsledkem působení tohoto typu záření je lokální hypertermie. Při vysokofrekvenčním elektromagnetickém záření se mění chování vody v tkáních a dochází k změně orientace dipólů vody, které kmitají na základě frekvence záření. To vede ke zvýšení teploty. Dochází k ohřátí kůže, při delší expozici se účinek dostavuje i k vnitřním orgánům a stoupá teplota krve. (Navrátil a Rosina, 2019)

Vodivost kůže úzce koreluje s teplotou. Pokud je tedy kůže vodivější, tak tím pádem je i rychleji zahřívána. Nebezpečí představuje místní přehřátí, které je způsobeno např. implantovaným kovem, jeho přítomnost může vést až k popáleninám postihující kůži nebo orgány. Pokud intenzita záření přesáhne práh hodnoty, kdy už nepůsobí termoregulační schopnost organismu, tak dojde k celkovému přehřátí organismu. (Navrátil a Rosina, 2019)

Netepelný účinek je pravděpodobně spjat s dlouhodobým působením elektromagnetických polí o menší intenzitě. Účinek vzniká na základě elektromagnetické indukce, která stojí za vznikem iontových proudů v místě ozařené tkáně. Vlivem iontů se mění elektrické a chemické vlastnosti membrán buněk, tedy permeabilita, změny v otevírání a zavírání iontových kanálů, nebo narušení reverzních mechanismů. Tyto aspekty výrazně ovlivňují elektrogenézi buněk, hodnoty klidového a akčního

potenciálu, což má za následek i změnu biologických vlastností buněk, tím pádem i celých orgánů. (Beneš, Jirák a Vítek, 2015)

Netepečný účinek se nejvíce projevuje na centrální nervové soustavě, svalovém, trávicím, kardiovaskulárním a hormonálním systému. Při dlouhodobém působení záření s vysokou intenzitou, která překračuje hygienické normy, se někdy mluví o tzv. syndromu elektromagnetické hypersenzitivity. Syndrom se v lehčím stádiu projevuje neurastenii, neboli nervovou slabostí, tj. typem neurózy. (Beneš, Jirák a Vítek, 2015)

### **2.1.1 Limity při použití neionizujícího elektromagnetického záření**

Jednotlivé země si stanovují vlastní limity pro vystavení občanů vůči elektromagnetickým polím. Nicméně většina národních norem včetně české, kterou upravuje nařízení vlády č. 291/2015 Sb., je založena na pokynech vydaných Mezinárodní komisí pro ochranu před neionizujícím zářením, angl. International Commission on NonIonizing Radiation Protection (ICNIRP). Jejím úkolem je vyhodnocovat vědecké poznatky a vytvářet pokyny doporučující limity expozice, které jsou pravidelně přezkoumávány a aktualizovány. Limity vydávané ICNIRP jsou formálně uznávány i Světovou zdravotnickou organizací, angl. World Health Organization (WHO).

Vlnové délky, nejvyšší přípustné hodnoty, jednotky a místo působení na část těla jsou specifikovány v tab. 2. Nařízení č. 291/2015 Sb. stanovuje také integrály spektrálních veličin přes příslušný rozsah vlnových délek váhovaných spektrálními váhovými koeficienty, které jsou v nařízení uvedeny. Limitní hodnoty, jejichž výčet je uveden v tab. 2, se vztahují k nekohorentním, tedy nelaserovým technologickým zdrojům. (Česko. Ministerstvo zdravotnictví, 2015)

Tab. 2 Nejvyšší přípustné hodnoty nekoherentního optického záření (Česko. Ministerstvo zdravotnictví, 2015)

Index	Vlnová délka [nm]	Limit	Jednotky	Poznámka
a	180 - 400	$H_{\text{eff}} = 30$ denně 8 hod	[J.m <sup>-2</sup> ]	
b	315 - 400	$H_{\text{UVA}} = 10^4$ denně 8 hod		
c	300 - 700	$L_B = 10^6 \cdot t^{-1}$ Pro $t \leq 10\,000$ s	$L_B$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ] t [s]	Pro $\geq \alpha$ 11 mrad
d	300 - 700	$L_B = 100$ Pro $t > 10\,000$ s	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	
e	300 - 700	$E_B = 100 \cdot t^{-1}$ Pro $\leq 10\,000$ s	$E_B$ [W.m <sup>-2</sup> ] t [s]	Pro $< \alpha$ 11 mrad
f	300 - 700	$E_B = 0,01$ t $> 10\,000$ s	[W.m <sup>-2</sup> ]	
g	380 - 1400	$L_R = 2,8 \cdot 10^7 \cdot C_\alpha^{-1}$ Pro $t > 10$ s	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	$C_\alpha = 1,7$ pro $\alpha \leq 1,7$ mrad $C_\alpha = \alpha$ pro $1,7 \leq \alpha \leq 100$ mrad $C_\alpha = 100$ pro $\alpha > 100$ mrad
h	380 - 1400	$L_R = 5 \cdot 10^7 \cdot C_\alpha^{-1} \cdot t^{-0,25}$ Pro $10 \mu\text{s} \leq t \leq 10$ s	$L_R$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ] t [s]	
i	380 - 1400	$L_R = 8,89 \cdot 10^8 \cdot C_\alpha^{-1}$ Pro $t \leq 10 \mu\text{s}$	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	
j	780 - 1400	$L_R = 6 \cdot 10^6 \cdot C_\alpha^{-1}$ Pro $t > 10$ s	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	$C_\alpha = 1,7$ pro $\alpha \leq 1,7$ mrad $C_\alpha = \alpha$ pro $1,7 \leq \alpha \leq 100$ mrad $C_\alpha = 100$ pro $\alpha > 100$ mrad
k	780 - 1400	$L_R = 6 \cdot 10^6 \cdot C_\alpha^{-1} \cdot t^{-0,25}$ Pro $t > 10$ s	$L_R$ [W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ] t [s]	
l	780 - 1400	$L_R = 8,89 \cdot 10^8 \cdot C_\alpha^{-1}$ Pro $t < 10 \mu\text{s}$	[W.m <sup>-2</sup> .sr <sup>-1</sup> ]	
m	780 - 3000	$E_{\text{IR}} = 18000 \cdot t^{-0,75}$ Pro $t \leq 1000$ s	$E_{\text{IR}}$ [W.m <sup>-2</sup> ] t [s]	
n	780 - 3000	$E_{\text{IR}} = 100$ Pro $t > 1000$ s	$E_{\text{IR}}$ [W.m <sup>-2</sup> ]	
o	380 - 3000	$H_{\text{kůže}} = 20000 \cdot t^{0,25}$ Pro $t < 10$ s	$H_{\text{kůže}}$ [J.m <sup>-2</sup> ] t [s]	



### 2.1.2 Účinky infračerveného záření

IR záření má vlnovou délku zhruba mezi 760 nm a 1 mm. Na jeho prahu je tedy viditelné světlo a mikrovlnné záření. Podle vlnové délky se rozlišují 3 pásma IR záření. Nejkratším pásmem je IR-A s vlnovou délkou od 780 nm do 1400 nm, které je obsaženo v slunečním záření a je zřídka pohlcováno vodou. Ve tkáni proniká do hloubky 1 až 3 cm. Střední pásmo IR-B má vlnovou délku od 1400 nm do 3000 nm je emitováno žárovkami a ve výbojkách. Toto pásmo penetruje sklem a je zcela pohlcováno vodou. Tkáni penetruje do hloubky 0,1 mm. Dlouhovlnné pásmo IR-C má vlnovou délku nad 3000 nm je vytvářeno topnými tělesy a je plně absorbováno vodou i sklem. Ve tkáni proniká do hloubky 0,1 mm. Obecně se IR záření vytváří rotací a vibrací atomů a molekul v každé látce, která má teplotu větší než absolutní nula. (Navrátil a Rosina, 2019)

Biologické účinky jsou pouze tepelného charakteru. Brzy po začátku záření dochází v místě působení k zahřívání pokožky, rozšíří se kapiláry a vzniká tzv. tepelný erytém. Ten po konci ozařování mizí. Kromě místního účinku vzniká i účinek reflexní zasahující do vzdálenějších oblastí. Nepříznivý účinek se objevuje u člověka při dlouhodobém působení IR záření. Účinek se projevuje jako pocit velkého tepla a pálení. (Rosina, Vránová a Kolářová, 2021)

Kromě fototerapie se IR záření používá v rehabilitaci zejména pro svoje hřejivé účinky na kosti a klouby. Díky reflexním účinkům se aplikuje i k uvolnění křeče, např. při ledvinových kolikách. Rizikem jsou ale i negativní účinky, které se objevují u člověka při dlouhodobém působení záření. Postižení je zejména patrné u očí, jelikož oční čočka pohlcuje téměř všechno dopadající IR záření. To může zapříčinit vzniku šedého zákalu čočky. Ochrana pomocí slunečních brýlí je pouze částečná. Práh bolesti při expozici kůže IR vlněním je okolo 45 °C, kolem 50 °C už začíná denaturace bílkovin, teplota nad 70 °C zastavuje metabolismus. Nejčastěji se jako umělý zdroj uplatňují vysokožhavené zářivky (solux) a žárovky, používá se též akvasol, jehož princip spočívá v procházení IR záření vodou. Tím se odfiltruje pásmo IR-A. (Navrátil a Rosina, 2019)

### 2.1.3 Účinky viditelného světla

Viditelné světlo je velmi úzké pásmo elektromagnetického záření, jelikož jeho vlnová délka dosahuje velikosti 380 až 760 nm. Zdrojem světla může být

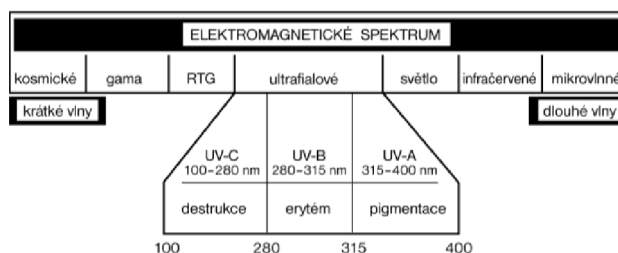
Slunce, absolutně černé těleso, žárovky, nebo laser. Světlo je tvořeno několika tzv. spektrálními barvami. Mezi ně patří fialová, modrá, azurová, zelená, žlutá, oranžová a červená. (Beneš, Jirák a Vítek, 2015)

Při nižších vlnových délkách začínají působit fotochemické účinky, naopak u horní hranice spektra má viditelné světlo podobné zejména tepelné účinky jako IR záření. Specificky působí světlo vyprodukované laserem. (Beneš, Jirák a Vítek, 2015)

### 2.1.4 Účinky ultrafialového záření

UV záření je příčné elektromagnetické vlnění, které má menší vlnovou délku než světlo a větší vlnovou délku než rentgenové záření. Fyziologické i biologické účinky se odvíjí od energie fotonů, intenzitě, době trvání, schopnosti absorpce tkáněmi a na reaktivitě organismu. Přírodním zdrojem je Slunce, k umělým zdrojům patří nízkotlaké a vysokotlaké výbojky. (Rosina, 2013)

Jak můžeme vidět na obr. 2, účinek UV záření se odvíjí od velikosti vlnové délky. Jelikož má UV záření větší energii než viditelné světlo a IR záření, tak vykazuje výraznější fyzikálně-chemické účinky. To je odvozeno ze shodnosti energií fotonů s odečtem energie energetických atomových drah. Poté dochází ke změně energie záření na vibrační a rotační energie elektronů a k přeměně elektronové konfigurace. (Navrátil a Rosina, 2019)



Obr. 2 Typy UV záření a jejich účinek na organismus (Navrátil a Rosina, 2019)

Účinky mohou být jak příznivého, tak i nepříznivého charakteru pro člověka. K příznivým biologickým účinkům se řadí zvýšení imunity organismu, která vyplývá z rostoucí tvorby enzymů. Dále ke kladným účinkům neutralizace virů, tvorba histaminu, nebo zlepšení reologických vlastností krve. Významné jsou také baktericidní účinky. Nepříznivé účinky se odvíjí od charakteru chemických prvků v ozářené oblasti, vlnové

délky, a dalších specifických faktorech. Za negativní účinek se považuje tvorba volných radikálů a jiných karcinogenních sloučenin. UV záření působí specificky také na oko, z čehož můžou plynout i různá onemocnění, jako je keratitida, nebo chronické poškození oka. (Navrátil a Rosina, 2019)

## 2.2 Fyzikální pojmy používané ve fotometrii a spektrální analýze

### 2.2.1 Světelný tok

Jedná se o světelně-technickou veličinu odpovídající zářivému toku. Vyjadřuje schopnost zářivého toku způsobit vjem (zrakový počitek). Dále jde o světelnou energii, která je světelným zdrojem vyzářena za 1 sekundu. Jako jednotka světelného toku je označován lumen (lm). Světelný tok lze vypočítat dle vzorce v Rovnici 2. (Dušek, 2020)

$$\phi = lm [cd \cdot sr] \quad \text{Rovnice 2}$$

### 2.2.2 Prostorový úhel

Jednotkou je steradián (sr), který je určený jednotkovou plochou ( $1 \text{ m}^2$ ) na povrchu jednotkové koule o poloměru 1 m. Velikost prostorového úhlu se určuje pomocí určení velikostí plochy, která je vyřata obecnou kuželovou plochou na povrchu jednotkové koule, jejíž vrchol prostorového úhlu (střed) je stejný jako vrchol kuželové plochy. Celá koule má velikost  $12,6 \text{ sr}$  ( $4\pi$ ). Vzorec pro výpočet prostorového úhlu je popsán v Rovnici 3. (Dušek, 2020)

$$\Omega = \frac{A}{r^2} [sr] \quad \text{Rovnice 3}$$

### 2.2.3 Svítivost

Jedná se o základní fotometrickou veličinu, která má jednotku kandela. Charakterizuje se jako podíl světelného toku vyzářeného zdrojem v určitém směru do malého prostorového úhlu a velikostí tohoto prostorového úhlu viz. Rovnice 4. Jednotka svítivosti (1 kandela) odpovídá svítivosti obyčejné žárovky. (Dušek, 2020)

$$I = \frac{d\phi}{dA} [cd] \quad \text{Rovnice 4}$$

#### 2.2.4 Osvětlenost (intenzita osvětlení)

Jde o fotometrickou veličinu, která vyjadřuje hodnotu světleného toku dopadajícího na plochu  $dA$ . Jednotkou osvětlenosti je lux (lx). Rozměr jednotky 1 lux činí  $1 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2} = 1 \text{ cd} \cdot \text{sr} \cdot \text{m}^{-2}$ . Osvětlenost plochy  $dA$  je velmi často nazývána jako osvětlenost v bodě. Vzorec pro výpočet osvětlení je vyjádřen v Rovnici 5. (Dušek, 2020)

$$E = \frac{d\phi}{dA} [lx] \quad \text{Rovnice 5}$$

#### 2.2.5 Jas

Světelně-technická veličina, na kterou reaguje bezprostředně zrakový orgán. Jednotkou je kandela  $\text{cd} \cdot \text{m}^{-2}$ . Jas je obecně určený plošnou a prostorovou hustotou světelného toku, který je přenášen paprsky viz. Rovnice 6. (Dušek, 2020)

$$L = \frac{d^2\phi}{d\Omega dA} [cd \cdot m^{-2}] \quad \text{Rovnice 6}$$

$L$  = jas svazku paprsků ve směru osy svazku  
 $d\Omega$  = prostorový úhel ve kterém se šíří paprsky  
 $dA$  = plocha, která je kolmá k ose svazku paprsků

#### 2.2.6 Intenzita světlení

Intenzita světlení nebo také světlení je veličina, která se definuje jako plošná hustota světelného toku. Jednotkou je  $\text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$ . Dále se dá definovat také jako plošná hustota svět. toku, který je vyzařován z plochy  $dA$  viz. Rovnice 7. (Dušek, 2020)

$$M = \frac{d\phi}{dA} [lx, \text{lm} \cdot \text{m}^{-2}] \quad \text{Rovnice 7}$$

### 2.2.7 Náhradní teplota chromatičnosti TCP (K)

Jedná se o veličinu, která se používá pro popis barevných vlastností světla. V případě teplotních světelných zdrojů jako například žárovka odpovídá teplotě vlákna. Dále výbojové světelné zdroje odpovídají náhradní teplotě chromatičnosti zdrojům s blízkým spektrálním složením, který má výbojový světelný zdroj. Souhrn teplot chromatičností pro jednotlivé typy světelných zdrojů lze nalézt na obr. 3. (Dušek, 2020)



Obr. 3 Ukázka náhradních teplot chromatičnosti zdrojů světla (Dušek, 2020)

### 2.2.8 Index podání barev CRI

Index podání barev, angl. Color Rendering Index (CRI) určuje, jaký barevný vjem dosahuje osvětlení nebo osvětlený objekt za umělého osvětlení oproti osvětlení objektu přirozenou cestou ve světlu slunce. Klasické žárovky mohou mít CRI okolo 100, vysokotlaké sodíkové výbojky naopak pouze zhruba 24. Všeobecně platí, že prostory s trvalým pobytem osob by měly mít osvětlení více než 80.

## 2.3 Fototerapie

### 2.3.1 Princip

**Fototerapie**, neboli světloléčba (angl. phototherapy) je působení neionizujícího elektromagnetického záření na pokožku, což bývá zejména infračervené záření (IR), viditelné světlo a ultrafialové záření (UV). Záření se buď vstřebává, odrazí, nebo proniká hlouběji do kůže (řec. dermy), kde se dostává až k buněčným strukturám, tam dochází k různým fyzikálním, ale také chemickým jevům. Záření je emitováno pomocí dermatologických zářičů, jejichž aplikace je závislá od zasažené plochy. Na menší plochu

se aplikují lokální zářiče (viz. obr. 4), které se používají na oblast rukou, nohou, vlasů, podpaží a jiných míst. Jedná se o jednoduché zářiče, u kterých je nutné stále kontrolovat intenzitu záření za principu dozimetrie a časně vyměňovat lampy. (Ettler, 2021)



Obr. 4 Lokální UVA zářič (Ettler, 2021)

Na celé tělo se používají ozařovací kabiny, celotělové zářiče (viz. obr. 5), které umožňují ozáření pacienta ze všech stran. Součástí kabiny je vnitřní dozimetrie, pacient si může i sám regulovat intenzitu záření, která se udává v  $J/cm^2$  a zařízení je schopno samo dopočítat také, za jaký čas by ještě mělo probíhat ozařování. UV záření vyzařují buď bodové výbojky, které jsou naplněné kovovými parami a jsou zdrojem záření pro lokální zářiče, nebo fluorescenční trubice, které obsahují plyn a zajišťují pravidelné rozptýlení záření, čehož je využito v celotělových zářičích. (Ettler, 2021)



Obr. 5 Lůžkový celotělový zářič s osazením UVA + NB UVB trubic (Ettler, 2021)

Pro vhodný způsob léčby je nutné nejdříve individuálně určit fototyp nemocného. Důvodem je individuální ochranná schopnost (fototyp) vůči UV záření. To je tlumeno především rohovou vrstvou dermy a pigmentací jedince. Proto je důležité znát odlišnosti ve fotoreaktivitě dermy před každým počátkem léčby, což se zjistí pomocí tzv. prahových fototestů. Ty spočívají ve zjištění určení minimální erytérové dávky (MED), která není nijak standardizovaná. Běžně se tento úkon provádí na oblast těla, která je nejcitlivější vůči jakémukoliv záření, což jsou např. hýždě. Nezjištění MED může vést k vedlejším účinkům fototerapie, které jsou jak akutní, tak chronické. Akutní účinky se projevují pár dní po zahájení léčby, může se jím předejít pečlivým a správným určením MED. Chronické účinky se projevují aktinickým stárnutím kůže. (Welti et al., 2020)

Kůže je největším orgánem lidského těla. Kůže se skládá ze dvou hlavních vrstev, z pokožky (lat. epidermis) škáry (lat. dermis nebo corium). Hlavní funkcí epidermis je mechanická odolnost kůže a ochrana proti vstupu mikroorganismů. Škáru tvoří vaziva a vlákna elastenu a kolagenu, což dává kůži pružnost a pevnost. Pod nimi se nachází ještě důležitá podkožní vrstva (lat. hypodermis), ta obsahuje tukové buňky, které pomáhají k schopnosti izolace a také jsou energetickou zásobárnou. Nejvíce zastoupenou buňkou v epidermis jsou keratinocyty. Kůže má celou řadu funkcí důležitých pro správné fungování organismu. Mezi tyto funkce patří mechanická bariéra, chemická bariéra, ochrana proti záření, ochrana proti mikroorganismům, sensorické funkce, metabolické funkce, termoregulační funkce, vylučování dusíkatých a dalších odpadních látek, vstřebávání přes povrch těla, energetická zásoba. (Langmeier, 2009)

Indikacemi k použití fototerapie jsou zejména atopický ekzém a lupénka. Atopický dermatitida je chronické zánětlivé onemocnění multifaktoriální etiologie, které se projevuje silným svěděním kůže. Onemocnění se může projevit v kterémkoliv věku a má epizodický průběh. V akutní fázi se choroba projevuje sině svědivými erytematózními, papulárními a vezikulárními eflorescencemi s exsudacemi a krustami. Histologicky v akutní fázi převažuje epidermální edém – spongióza. (Škopková a Potěšil, 2021)

Kožní bariéra pacientů s touto chorobou je narušená, což má za následek zhoršenou hydrataci buněk a zpomalenou schopnost regenerace. Za jednu z příčin narušení bariéry se považuje snížený obsah ceramidů, které zabraňují ztrátám vody z epidermis. Dále je snížen obsah přirozeného hydratačního faktoru, který tvoří urea, laktát a pyrrolidokarbonová kyselina. (Martinásková, 2018)

### 2.3.2 Typy fototerapie

Základní rozdělení fototerapie se odvíjí od toho, jaký typ elektromagnetického záření využívá. Ultrafialové záření se dělí na UVC, UVB a UVA. UVC o 100 až 290 nm se k světloléčbě nepoužívá. UVB o 290 až 320 nm se aplikuje hlavně na léčbu lupénky. Toto záření prostupuje pokožkou až k bazální membráně, jeho účinkem je hojné vytváření erytému a pigmentu. UVB se může kombinovat se steroidy, dehtem, nebo deriváty vitamínu D<sub>3</sub>. Zdroji jsou filtrované vysokotlaké rtuťové výbojky a fluorescenční trubice, nebo také úzkospektré zářivky o vlnové délce 311 nm. Důvodem pro jejich masivnější využití byl objev, že právě tato vlnová délka je pro léčbu lupénky neúčinnější. Přichází se na to, že tomu tak je i u ostatních nemocí, jako je vitiligo, parapsoriáza, apod. (Ettler, 2021)

UVA o 320 až 400 nm je používáno buď samostatně nebo ve spojení se fotosenzibilátorem (psoralenem). Vytváří se PUVA, u kterého má přítomnost psoralenu za úkol zvýšit citlivost kůže na dopadající UVA záření. Další kombinovanou terapií může být tzv. Bath PUVA, kdy se nanáší fotosenzibilátor na kůži pomocí koupele. Dále KUVA, což je kombinace s khelinem. UVA proniká až do škály a může zde ovlivňovat imunitní děje, cévní, nebo pojivové reakce. Zdroji jsou tungstenové výbojky nebo fluorescenční zářivky. Viditelné světlo o 400 až 760 nm proniká pokožkou, celou vrstvou škály, až k podkožnímu vazivu. Používá se při fotodestrukci pomocí vysokovýkonných laserů a hlavně při fotodynamické terapii (tzv. PDT), pomocí které se léčí kožní novotvary, nebo některé zánětlivé infekce a chronické aktinické změny. Infračervené záření o 760 až 10 000 nm proniká nejhluběji do podkožního vaziva. Má zejména hřejivý účinek. Je popisován také efekt na aktinické stárnutí v souvislosti na mitochondrie fibroblastů. Zdrojem je Solux, neboli infralampa. (Ettler, 2021)

### 2.3.3 Technický aspekt používaných zářičů

Specifikace používaných zářičů závisí na vyzařovaném typu elektromagnetického záření a typu použití. Při potřebě nekoherentního UV záření, tedy takového, které není schopno interference (skládání vlnění) se využívají zejména **bodové výbojky**, které se plní vysokotlakými kovovými parami (rtuť). V těchto parách dochází k přeměně elektrické energie na světlo. Při postupném zvyšování tlaku rtuťových par přes 100 kPa a proudové hustoty dochází k vyzařování energie o vyšších vlnových délkách, než jak je



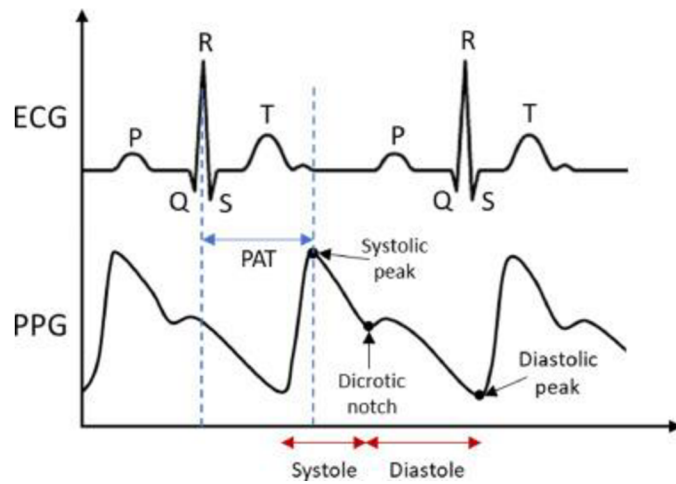
tomu u nízkotlakých výbojek. Vzniká spojité spektrum, jehož intenzita koreluje s rostoucím tlakem par. Světlo produkované z výbojek kromě UV záření zasahuje i částečně do viditelné modro-zelené oblasti spektra. Výbojky mají obecně index podání barev 60. Jednou z největších nevýhod je jejich dlouhý zahřívací čas, dále potřeba reflektoru, aby se dosáhlo požadované velikosti ozařovaného pole. Výhodami jsou dlouhá životnost, nízký vliv okolní teploty na fungování, nebo nízká cena.

Další možností k vyzáření požadovaného spektra jsou **fluorescenční trubice**, neboli nízkotlaké rtuťové výbojky, které se v nejběžnější formě používají jako zářivky při použití luminoforu, který pohlcuje UV záření a propouští viditelné světlo. Nízkotlaké výbojky na rozdíl od vysokotlakých vyzářejí největší část své energie v rezonančních čarách, které vznikají přímých přechodem z vybuzené energetické hladiny na základní hladinu. Jelikož trubice nevyzařují takové množství energie jako bodové výbojky, umožňují použití v ozařovacích kabinách. Nevýhodou je vyšší pořizovací cena.

## 2.4 Fotopletismografie

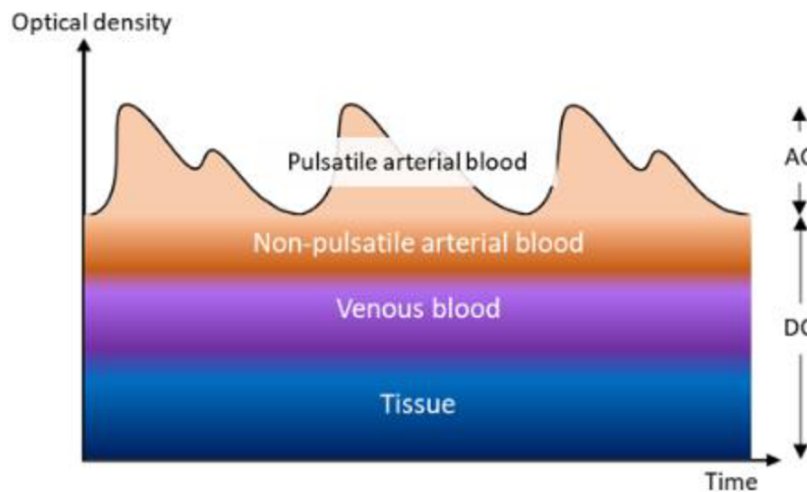
Fotopletismografie (PPG) je v poslední dekádě oblíbenou metodou pro monitorování stavu pacienta. Jedná se o neinvazivní metodu, která je schopná kontinuálního měření změny objemu krve v mikrovaskulárním lůžku tkáně. Fotopletismogram se získává nejčastěji pomocí pulsního oxymetru. Signál PPG může poskytovat informaci jak o kardiovaskulárním, tak i respiračním systému. (Moraes et al., 2018)

PPG odhaduje srdeční frekvenci měřením množství světla pohlceného nebo odraženého pulzujícím průtokem krve v cévách. Při kontrakci srdce dochází k rychlému nárůstu objemu průtoku krve v tepnách, který zeslabuje světelný zdroj měřicího zařízení PPG, což mu umožňuje detekovat změny objemu průtoku krve během srdečního cyklu. Fotopletismogram se skládá ze tří hlavních částí: systolického vrcholu, dikrotického notchu a diastolického vrcholu. Systolický a diastolický vrchol indikují detekci přenášené komorové kontrakce a relaxace v místě měření, zatímco dikrotický notch je způsoben uzávěrem aortální chlopně, který indikuje konec systoly a začátek diastoly. Čas příchodu pulzu (PAT), jak je uvedeno na obr. 6, je doba, za kterou pulz ze srdce dosáhne místa měření PPG. (Loh et al., 2022)



Obr. 6 Průběh EKG ve srovnání s průběhem PPG (Loh et al., 2022)

PPG obsahuje širokou škálu fyziologických informací, které mohou hrát důležitou roli při detekci abnormálního zdravotního stavu. PPG se skládá ze střídavé (AC) a stejnosměrné (DC) složky, které jsou naznačené na obr. 7. AC složka poskytuje informace o objemových změnách v cévách, které odpovídají srdeční frekvenci. DC složka měří světlo absorbované tkání, žilami a krví v místě měření, což informuje o objemové kapacitě v cévách, například o změnách žilní kapacity v důsledku dýchání. (Loh et al., 2022)



Obr. 7 Schématické zobrazení složek signálu pořízeného PPG (Loh et al., 2022)

## 2.5 Fotodynamická terapie

Moderní, neinvazivní terapeutická a diagnostická metoda, která si nachází místo v dermatologii při léčbě nemelanových kožních nádorů. Fotodynamická terapie, angl. photodynamic therapy (PDT) je založena na principu fotodynamického jevu, neboli fotodynamické reakce. (Fialová a Vašků, 2017)

Při PDT se využívá lokálních zářičů, které zajistí vysokou intenzitu nekoherentního světla ve viditelném spektru od 600 do 800 nm. Je možné také použít filtrované světlo dia-projektorů, xenonových lamp, nebo jen obyčejného slunečního světla.

Fotodynamický jev vzniká na základě interakce fotosenzibilátoru, světla a kyslíku. Po expozici fotosenzibilátoru určité vlnové délce je nejvzdálenější elektron v orbitalu excitován do krátkodobého excitovaného stavu  $s_1$ . Poté dojde k mezisystémovému křížení nebo spinové inverzi a molekula přejde do excitovaného tripletového stavu  $t_1$ , kde vydrží delší dobu. (Mansoori et al., 2019)

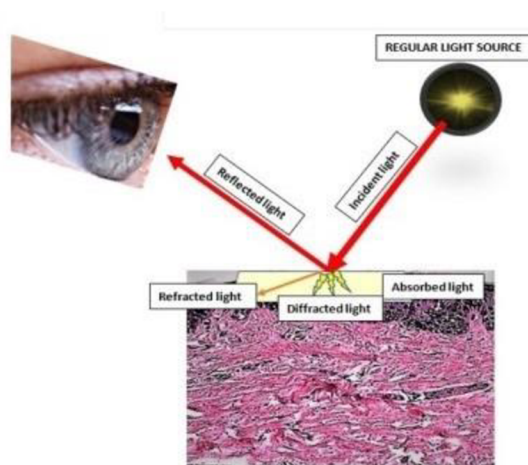
## 2.6 Dermatoskopie

Dermatoskopie, známá též jako dermoskopie, epiluminiscenční mikroskopie nebo mikroskopie kůže je dermatologický způsob vyšetření využívající viditelné spektrum. Jedná se o jednoduchou, neinvazivní a celkem výhodnou metodu, která slouží k diagnostice lézí a nejrůznějších typů melanomů. (Sonthalia, Yumeen a Kaliyadan, 2022)

### 2.6.1 Princip metody

Při vyšetření se využívá buď jednoduchých ručních dermatoskopů, nebo dermatoskopů s vestavěným snímáním obrazu. Funkčně by se dal dermatoskop přirovnat k lupě, tj. zvětšovací čočce, která dokáže zvětšit obraz 10krát až 200krát. To umožňuje pozorovat kůži v řádech  $\mu\text{m}$ . Nicméně se nejedná pouze o jakýsi typ mikroskopu. Přístroj disponuje nastavitelným osvětlovacím systémem, schopností pořizovat a ukládat snímky. (Malakar, 2022)

Základním principem vyšetření je nasvětlení léze za účelem její analýzy s velkým zvětšením, aby bylo možné zobrazit jemné rysy. Světlo dopadající na kůži se může odrazet, lámat, rozptýlit nebo absorbovat, jak můžeme vidět na obr. 8. Tyto jevy ovlivňují fyzikální vlastnosti kůže. Účinky se liší podle typu a kondice pokožky. Většina světla dopadajícího na suchou a šupinatou kůži se odráží, avšak hladká a mastná kůže umožňuje světlu projít a dosáhnout hlubší vrstvy kůže. Každý dermatoskop se skládá ze sady achromatických čoček, z osvětlovacího systému složeného z halogenových lamp nebo LED, které v dnešní době už převládají kvůli své nižší spotřebě výkonu, ze zdroje energie, tedy dobíjecí baterie, AA baterie nebo dobíjecí rukojeti a také ze zobrazovacího systému. (Malakar, 2022)



Obr. 8 Různé možnosti působení světla na kůži (Sonthalia, Yumeen a Kaliyadan, 2022)

Vyšetření lze provést celkem třemi způsoby. Nepolarizovaným světlem, které probíhá vždy kontaktně, polarizovaným světlem kontaktně a polarizovaným světlem bezkontaktně. Při kontaktním vyšetření dochází k přímému styku pokožky se skleněnou deskou přístroje, mezi tyto plochy se ještě aplikuje spojovací tekutina, která zvyšuje průsvitnost rohové vrstvy kůže, což usnadňuje zobrazování hlubších struktur. Výsledkem tohoto typu vyšetření je tedy lepší osvětlení a rozlišení. Jako tekutina může posloužit minerální olej, etanol, tekutý parafin, nebo gely používané při ultrazvuku. Výhodou bezkontaktního vyšetření je zabránění teoretického přenosu infekce mezi pacienty. (Sonthalia, Yumeen a Kaliyadan, 2022)

Nejmodernější dermatoskopy využívají polarizovaného světla, které vzniká přítomností dvou polarizátorů v ortogonální rovině. Vyzářené světlo projde přes první polarizátor a zpolarizuje se (je jednosměrné). Odražené světlo poté musí projít skrz druhý polarizátor, který je oproti prvnímu natočen o 90°. K tomu dojde, pokud prvně

polarizované světlo projde v kůži dostatečnými rozptylovými událostmi, tj. randomizace polarizace. Odražené světlo z rohové vrstvy má svoji původní polarizaci, nemůže projít křížněpolarizačním filtrem, tudíž tento typ dermatoskopie odbourává možnost povrchového oslnění. (Sonthalia, Yumeen a Kaliyadan, 2022)

## 3 Výzkumná část

Účelem měření bylo zjistit, jestli je možné za domácích podmínek zajistit stejné výsledky jako u přístroje, který byl pořízen Krajskou nemocnicí Liberec (KNL) na kožní oddělení. Experiment a informace o uvedeném přístroji DermoScan X2 jsou zde publikovány se souhlasem KNL. Konzultace ohledně funkčnosti tohoto přístroje a jeho provozu v klinické praxi probíhaly u primářky kožního oddělení MUDr. Dany Frydrychové. Experiment proběhl na podzim roku 2022 v budově F Fakulty zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci.

### 3.1 Dermoscan X2

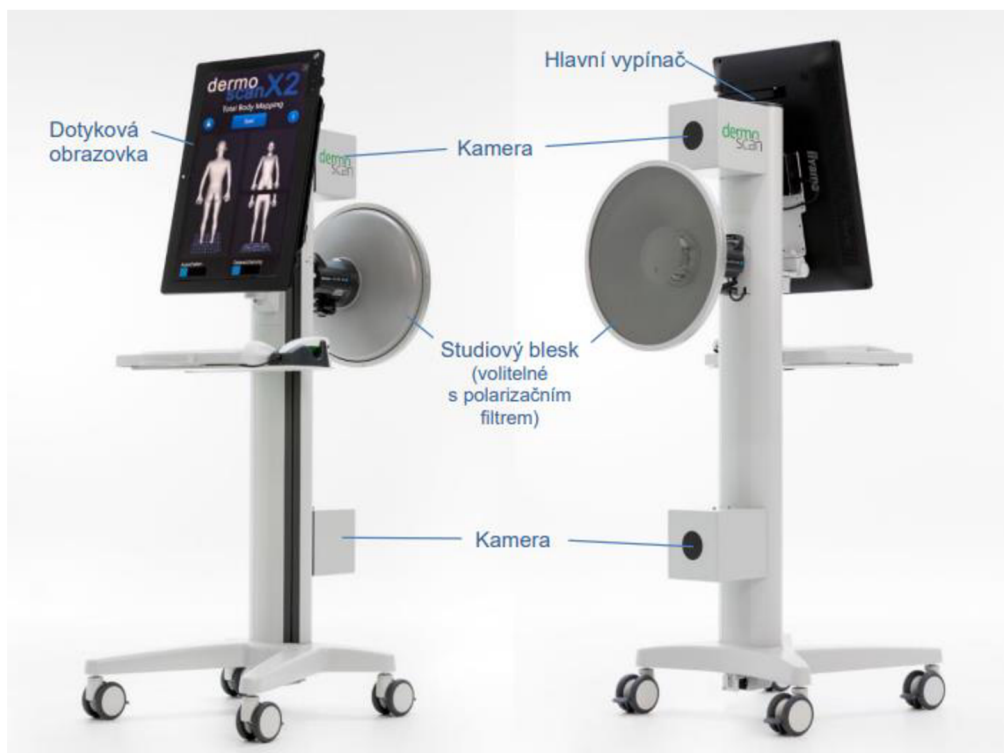
Dermatoskopie se může kombinovat s tzv. skenem kůže, tedy vyšetřením kůže prostřednictvím pořízení snímku celého těla. To umožňuje makroanalýzu skrze sken kůže a následnou mikroanalýzu při objevu nových znamének (névů), nebo zhoršení těch stávajících.

#### 3.1.1 Popis přístroje

Sken kůže zajišťuje přístroj Dermoscan X2, od německého výrobce DermoScan GmbH. Přístroj pracuje pod napětím od 100 do 240 V, jeho frekvence se pohybuje od 50 do 60 Hz, váží 55 kg. Zařízení spadá z pohledu klasifikace třídy rizik do kategorie I, jelikož se jedná o neinvazivní zdravotnický prostředek.

Princip přístroje spočívá v pořízení fotografie celého těla pomocí dvou zabudovaných fotoaparátů typu Canon EOS 800D, které disponují rozlišením 24 megapixelů ve formátu APS-C. Na fotoaparátech jsou umístěny objektivy Canon EF-S 18-55 mm.

Fotografie nabývá potřebných parametrů ještě pomocí studiového blesku Elinchrom D-Lite RX 4 s výkonem 400 W s nasazeným softboxem pro měkké světlo, což může být ještě doplněno polarizačním filtrem. Tím se docílí čistějšího obrazu, tedy odfiltrují se stíny a dosáhne se věrnějšího podání barev. Filtr také zvyšuje živost a sytost barev. Jak můžeme vidět na obr. 9, na přístroji se nachází ještě hlavní vypínač a dotyková obrazovka, pomocí které personál Dermoscanem provádí vyšetření.



Obr. 9 DermoScan X2 (MediCom, 2022)

### 3.1.2 Průběh vyšetření

Aby bylo dosaženo maximálně průkazných fotografií, tak pacient při každém vyšetření stojí vždy ve stejné vzdálenosti od přístroje za neměnných světelných podmínek. Za vhodnou podmínku se považuje zatemněná místnost bez přístupu slunečního světla, nebo místnost s dopadajícím zářením ze stropních zářivek, ale také bez přítomnosti slunečního světla.

Po vyfotografování pokožky dochází k analýze softwarem MoleExpert-macro. Tato analýza spočívá v identifikaci kožních névů, tj. znamének. Software pozná tato místa a následně je označí definovaným způsobem (kružnicí ohraničující znaménko), viz. obr. 10. Využívá se barev ze semaforu. Zelená znamená normální névu, která není pro pacienta nijak nebezpečná. Žlutá značí nově objevenou névu. Červenou ohraničují už abnormální névy, na které se následně klade větší důraz při dalších vyšetření a můžou se podrobit např. dermatoskopii. Spojením těchto dvou vyšetření tedy dostane dermatolog přehled o makroskopickém a také mikroskopickém stavu kožních névů.

Důležitým aspektem přístroje je schopnost vést záznam pacientů a ukládat tedy pořízené snímky do databáze. To umožňuje detailní sledování znamének a jejich

změn v čase, jednak pomocí softwaru a jednak prostřednictvím modulu pro prohlížení snímků.



Obr. 10 Analýza softwarem MoleScan-macro (MediCom, 2022)

### 3.2 Předpoklady experimentu

Pro experiment bylo vyčleněno jedno dopoledne v podzimním období roku 2022. Místem byla učebna v budově F fakulty zdravotnických studií TUL. Celkem bylo pořízeno 20 fotografií o rozměrech 4928 pixelů na šířku a 3264 pixelů na výšku. Pro experiment byla zapůjčena digitální zrcadlovka značky Canon, typu Pentax K-50. Dohromady 10 figurantů, jejichž identita je anonymizována, bylo seznámeno s podmínkami měření.

Při měření bylo dodrženo vždy jednotných podmínek a postupů. Místnost nedisponovala přístupem k dennímu světlu. Při experimentu byla dodržena pokaždé



stejná vzdálenost fotoaparátu od figuranta okolo 1 metru, totéž platilo pro doplňkové měření termokamerou. Každý figurant byl vyfotografován dvakrát v oblasti bederní části zad. Jednou při nasvícení pouze stropními zářivkami v místnosti. Podruhé při nasvícení jak fotografickým bleskem, tak i zářivkami. Poté byly pořízeny ještě doplňkové snímky pomocí termokamery značky Fluke.

Následně se pro účel analýzy přítomných spekter při experimentu vyhotovilo spektrum osvětlené místnosti stropními zářivkami a spektrum blesku použitého fotoaparátu. Pro vyhotovení spekter posloužil spektrometr značky UPRtek.

V poslední části experimentu došlo k úpravě pořízených fotografií ve volně přístupném grafickém editoru GIMP 2, kdy bylo cílem zvýraznění kožních névů. Jako další alternativa byl zvolen program Matlab, aby bylo dosaženo maximálnímu přiblížení k funkčnosti přístroje DermoScan X2 a také jeho softwaru.

### 3.3 Analýza spekter

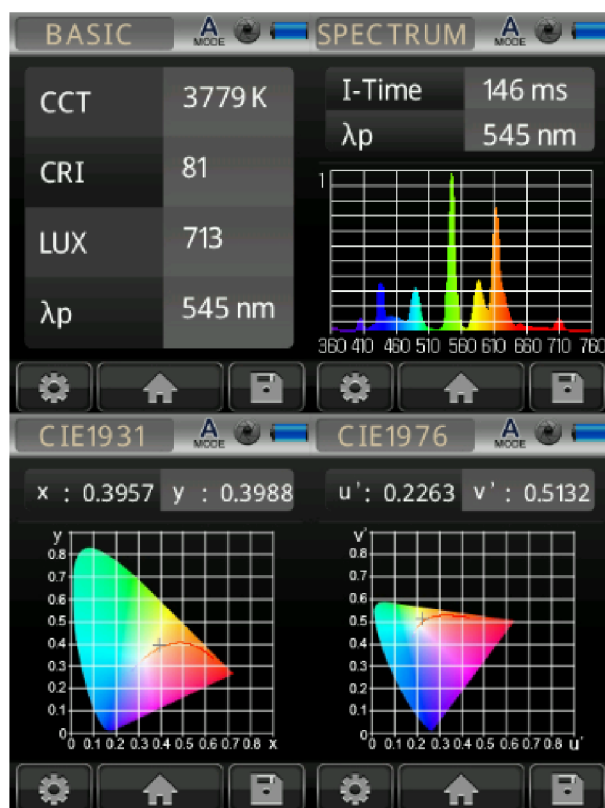
#### 3.3.1 Spektrum osvětlené místnosti

Obr. 11 představuje světelné spektrum v místnosti, kterou ozařují stropní zářivky. Oblast, ze které je pořízeno spektrum, se shoduje s oblastí pořizování experimentálních fotografií. Nejvíce je zastoupena světle zelená (okolo 550 nm) a oranžová (610 nm) barva. **Průměrná vlnová délka** spektra činí **545 nm**, což je téměř v polovině spektra. Tato hodnota dává smysl, jelikož místnost byla rovnoměrně osvětlena a nedošlo zde k útlumu ani jedné z barev spektra.

**Index podání barev, angl. Color Rendering index (CRI)** stanovuje, jak se přirozené barvy znázorňují pod působením umělého zdroje záření v porovnání s přírodním slunečním světlem. V tomto případě byla naměřena hodnota **81**, přičemž nejvíce se dá dosáhnout hodnoty 100. Barvy jsou tedy trochu zkreslené, nicméně pro účel experimentu je to žádoucí.

**Teplota chromatičnosti, angl. Correlated Color Temperature (CCT)** se udává v Kelvinech a určuje „teplotu“ měřeného záření. Je definována spektrálním složením světla. CCT bylo naměřeno na úrovni 3779 K. Teplota tedy spadá do úrovně neutrální bílé, což odpovídá povaze světla při provádění experimentu. Velikost jednotky **Lux** byla

naměřena na hodnotu 713, což lehce přesahuje míru běžného interiérového osvětlení (500 Lux).



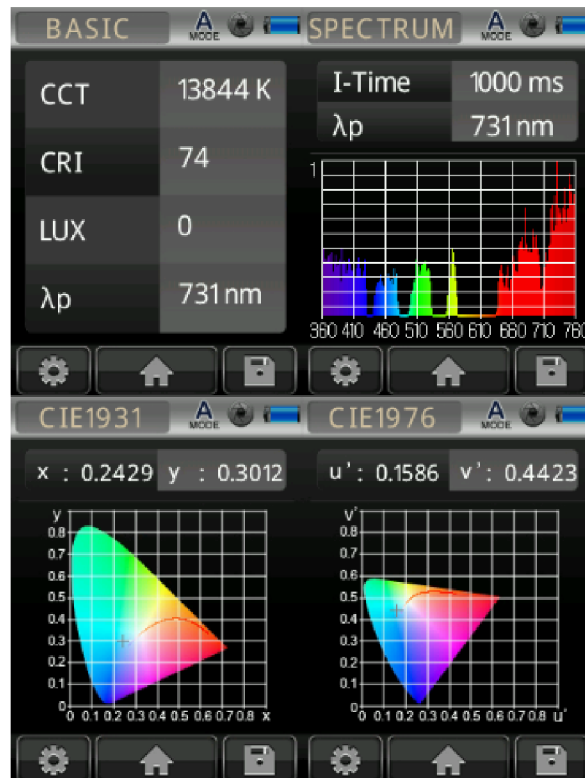
Obr. 11 Spektrum osvětlené místnosti (zdroj: autor)

### 3.3.2 Spektrum blesku z fotoaparátu

Na obr. 12 je znázorněno spektrum místnosti bez přístupu denního světla, a ani osvětlení prostřednictvím stropních zářivek. Jedná se tedy o zachycení světla, jehož zdrojem je ryze blesk z fotoaparátu. Nejvíce je zastoupena z RGB červená složka, tj. světlo o vlnové délce zhruba od 660 do 760 nm. S tím souvisí i **průměrná vlnová délka**, která činí **731 nm**. To je způsobeno nasvícením čidla spektrometru bleskem. Z toho můžeme usoudit, že bylo dosaženo potřebných podmínek.

**CRI** bylo naměřeno na hodnotu 74, z čehož odvozujeme trochu větší zkreslení barev než u prvního případu. **Teplota chromatičnosti** dosáhla 13844 K, běžně tuto teplotu má světlo ze svářecího oblouku, nebo UV trubice v soláriu. Námí použitý blesk z fotoaparátu by měl mít pouze 5500 K. Výrazná odchylka je nicméně způsobena metodou naměření spektra. **Jednotku osvětlenosti** stanovil měřicí přístroj možná překvapivě na hodnotu 0 Luxů, tedy absolutní tmě. Avšak spektrometr byl namířen přímo

na fotoaparát se zapnutým bleskem, nikoli na plochu ozářenou bleskem. Naměřená hodnota tedy dává smysl.



Obr. 12 Spektrum blesku z fotoaparátu (zdroj: autor)

### 3.4 Způsoby využití programu MATLAB k úpravě fotografií

MATLAB je prostředí pro programování a skriptovací jazyk. MATLAB je vyvíjen společností MathWorks. V této práci se pracuje s verzí programu R2021b. Mezi funkce MATLABU patří práce s maticemi, vykreslování dat, funkcí, implementace programů a vytváření uživatelských rozhraní. Programovací jazyk vychází z jazyka Fortran. Program je prostřednictvím univerzitní licence k dostání zdarma.

MATLAB umožňuje celou škálu možností k úpravě fotografií. K jednodušším operacím patří zesvětlení, ztmavení, tedy úprava jasu nebo kontrastu, dále zostření, nebo naopak rozostření. To jsou operace, které nicméně umožňuje i grafický editor typu GIMP 2. Pro vykreslení histogramu v RGB a složitější operace typu prahování, nebo detekce hran, obecně segmentace je vhodné zvolit MATLAB, konkrétně jeho komponent Simulink. Ten je charakteristický pro svoji práci s bloky.

### 3.4.1 Charakteristika histogramu originálních dat

Z 20 vzorků, které byly pořízeny v rámci měření, byly vybrány 2. Důvodem bylo jednoznačně největší množství névů, pih, na zádech. Původní fotografie můžeme vidět na obr. 13 a obr. 14. V prvním případě se jedná o nasvícení pouze pomocí zářivky v místnosti, ve druhém případě se kombinuje jak zářivka, tak i blesk z fotoaparátu.

Histogram je jeden ze způsobů jak lze objektivně charakterizovat obraz, jelikož pomocí něho můžeme získat informace o poměrech jasu a kontrastu v obraze. Jedná se také o jednu z vlastností obrazu. Histogram dokáže určit relativní četnosti všech stupňů jasu. Obecně je tedy histogram znázornění rozložení barev v obraze. Z matematického hlediska se jedná o statistiku, která se považuje za odhad základního spojitého rozdělení hodnot barev.



Obr. 13 Fotografie bederní části zad bez blesku (zdroj: autor)

Pro dvoubarevný obraz, který se skládá ze stupňů šedi, platí, že vysoká amplituda na začátku grafu znamená, že je obraz tmavý. Analogicky poté vysoká amplituda na konci grafu značí, že je obraz světlý. Z toho vyplývá, že většina pixelů nacházející se uprostřed histogramu značí špatný kontrast. Toto platí také pro barevný obraz, kde je již zastoupena červená, zelená a modrá složka. Histogram barevného obrazu je tedy histogram každé složky v jednom grafu.



Obr. 14 Fotografie bederní části zad s bleskem (zdroj: autor)

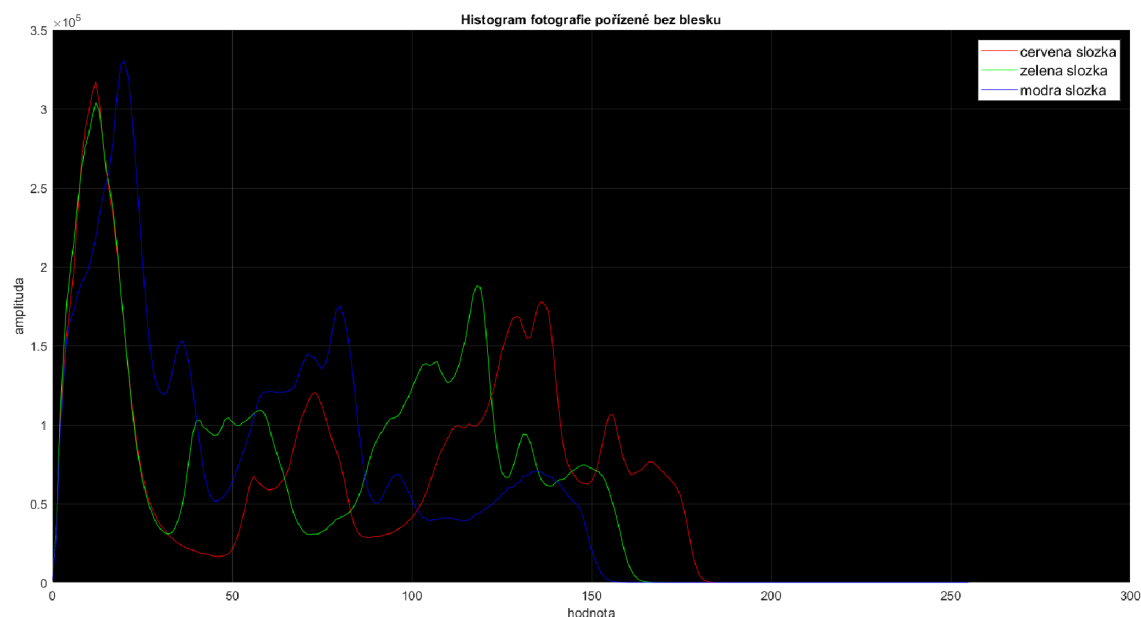
Prakticky se vyhotovení histogramu může provést v Simulinku několika způsoby. Zde bylo použito takové uzpůsobení bloků, které umožňuje upravovat, respektive tlumit nebo zesilovat, jednotlivé složky obrazu pomocí přičtením nějaké konstanty. Za určitých podmínek by se tedy dalo docílit stavu, kdy se podaří zvýraznit névy. Nicméně jsou další způsoby, které jsou jednodušší a méně časově náročné.

Histogram se zobrazuje jako sloupcový, v tomto případě spojnicový graf, jehož osa X představuje tónovou škálu od 0 do 255, od černé k bílé, zde tedy od tmavé k světlému odstínu. Osa Y představuje počet pixelů v určité oblasti tónové škály, na grafu zobrazeno jako amplituda.

Na obr. 15 můžeme vidět histogram obr. 13, kde se nachází v tmavé části výrazné vrcholy všech tří složek. Tyto složky dosahují amplitudy přes 300 000. Fotografie se tedy skládá z velkého množství stínů nebo černých tónů. Při pořízení fotografie nedošlo k výraznému utlumení z jedné ze složek.

Ve střední části okolo hodnoty 100 se vyskytují vrcholy červené a zelené složky, jejichž amplitudy jsou nicméně poloviční oproti vrcholům v levé části histogramu. I přesto jsou tyto vrcholy výraznější, než na obr. 15, dá se konstatovat, že je zde více středních tónů, tedy tlumenější barvy, které se na obrázku projevují, nebo šedé odstíny.

Od hodnoty 140 dochází k úplnému utlumení všech složek, na fotografii se tím pádem nachází úplné minimum bílé barvy, světlých míst, nebo bodů.



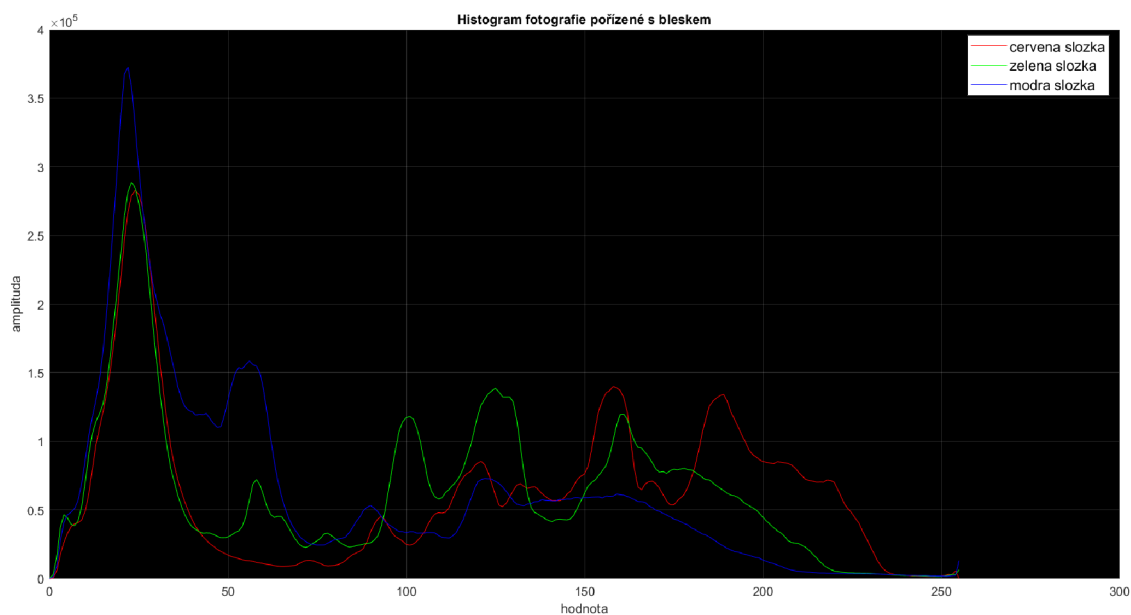
Obr. 15 Histogram fotografie pořízené bez blesku (zdroj: autor)

Na obr. 16 můžeme vidět histogram obr. 14. Na první pohled je jasné, že jsou v histogramu výrazně zastoupeny tmavé barevné složky, ale méně než na obr. 14. V nejtmařejší oblasti tónové škály se dostaly amplitudy barev přes 300 000. Největší amplitudu zaujímá v této oblasti modrá barva, která se blíží dokonce k 350 000.

Při pořízení fotografie nedošlo k výraznému utlumení žádné složky. Ve střední části histogramu nacházíme vrchol zelené složky, nicméně nachází se zde zhruba více jak o polovinu méně pixelů než při vrcholu modré složky v tmavé části. Při pohledu na pravou část histogramu je vidět úplné utlumení všech barevných složek.

Pokud by se měla fotografie označit za vysoce kontrastní, tak by bylo potřeba, aby se v histogramu nacházely výrazné vrcholy na obou stranách. K tomu nedochází, nevyskytuje se zde mnoho tmavých nebo světlých odstínů, fotografie tedy nepůsobí „živě“. Nicméně aby se dala fotografie prohlásit za nízko kontrastní, tak by bylo potřeba, aby se v histogramu nacházelo větší množství vrcholů, což tak není.

Celkově se tato fotografie dá prohlásit za světlejší a více kontrastní. Je tedy i vhodnější pro další analýzu, jelikož jak subjektivně, tak i objektivně jsou névy na této fotografii viditelné více, než na obr. 13.



Obr. 16 Histogram fotografie pořízené s bleskem (zdroj: autor)

### 3.4.2 Prahování

Abychom docílili přibližně stejné funkčnosti softwaru přístroje DermoScan X2 za domácích podmínek, tak je nutné najít způsob, jak zvýraznit objekty obsažené na fotografii. V tomto případě zvýraznit a popřípadě spočítat, kolik se nachází kožních nevů na zádech pacienta. K tomu může dobře posloužit Simulink a jeho doplněk DPS System Toolbox.

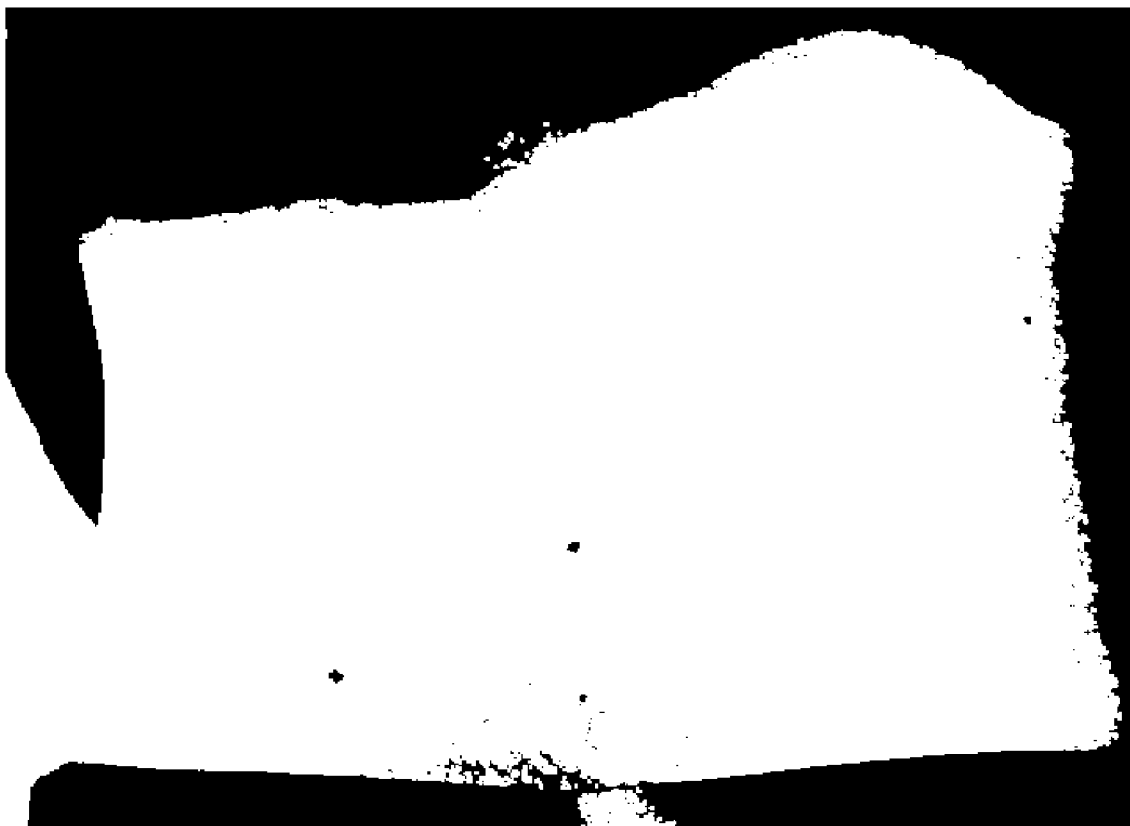
V první fázi se musí převést obraz z barevného RGB spektra na dvoubarevnou černobílou škálu. Je to kvůli tomu, že následná procedura prahování sice může fungovat ve více jak dvou dimenzích, ale pro tento případ by nebyla efektivní.

Při nejjednodušším typu segmentace – prahování, dochází k nahrazení každého pixelu černým pixelem, pokud je intenzita pixelu menší než pevně daná hodnota nazývaná práh, angl. threshold. Stejně dochází k nahrazení každého pixelu bílým pixelem, pokud je intenzita pixelu větší než hodnota prahu. Obecně je tedy segmentace důležitým krokem v předzpracování obrazu a slouží k separování objektů od nezajímavého pozadí. Pro účel práce jsme využili tuto morfologickou operaci pro zvýraznění név na bedrech figuranta.

Výsledkem automatického prahování obr. 12, jenž byl stanoven na číselnou hodnotu jasu 73, je černobílý obraz. U obr. 13 spočítal MATLAB automatický práh na hodnotu 92. Prahování bylo ještě jemně upraveno operací opening, jejíž funkcí je

obecně odstranění malých oblastí z obrazu. Zde konkrétně slouží k vyhlazení obrysů. Výsledek je vidět na obr. 17. Touto metodou se zvýraznily tmavé a světlé body na pokožce.

Při porovnání s původní fotografií vidíme, že při prahování téměř úplně vymizelo ochlupení a zejména méně nápadné pihy. To může být problém, jelikož přístroj Dermoscan X2 umí tyto pihy poznat, navíc je schopný analyzovat pihy v RGB škále. Na druhou stranu došlo k výraznému zvýraznění větších pih. Následné vyšetření tedy může být velice zjednodušeno, jelikož se v čase může jednoznačně určit, zda se piha např. zvětšuje.



Obr. 17 Obraz automatického thresholdu a openingu (zdroj: autor)

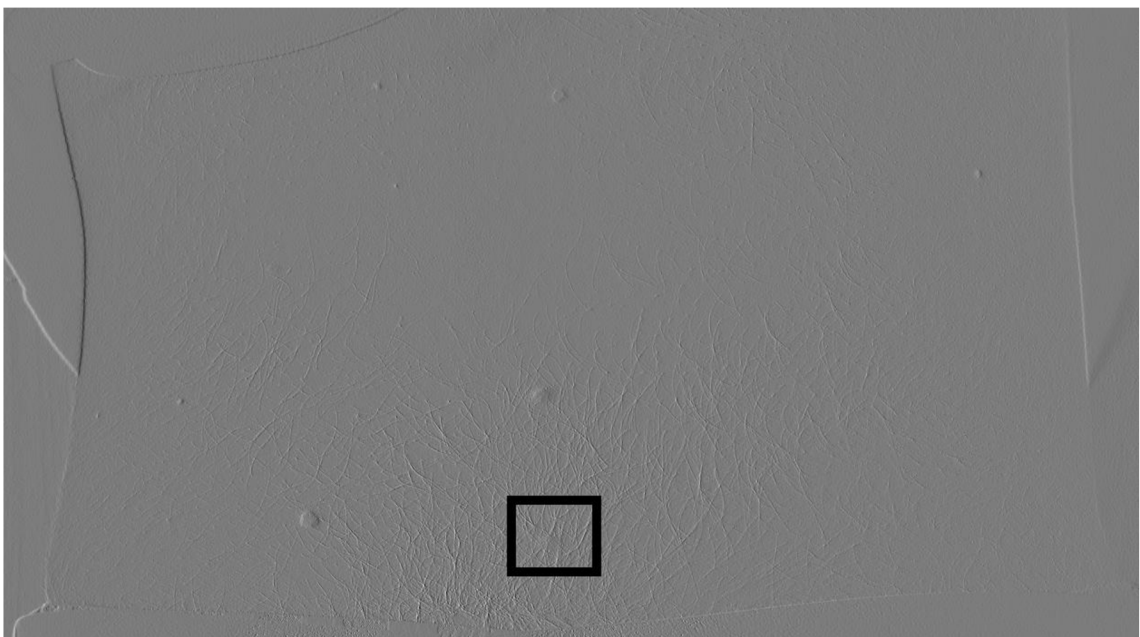
Původně jsme předpokládali, že bude po thresholdu více čitelná fotografie z obr. 14 z důvodu lepšího nasvícení a subjektivně lepší viditelnosti pih. K tomu nicméně nedošlo a některé névy po prahování zmizely úplně. Z toho vyplývá, že pro další analýzy jsme zvolili obr. 13, abychom dosáhli co nejlepších výsledků při experimentu.



### 3.4.3 Hranová detekce

Detekce hran je jednou z metod segmentace, jejíž podstata byla vysvětlena v minulé kapitole. Jedná se o metodu, která je založená na detekci regionálních rozdílů ve vlastnostech obrazu. Hranou se rozumí ostrý přechod jasové funkce.

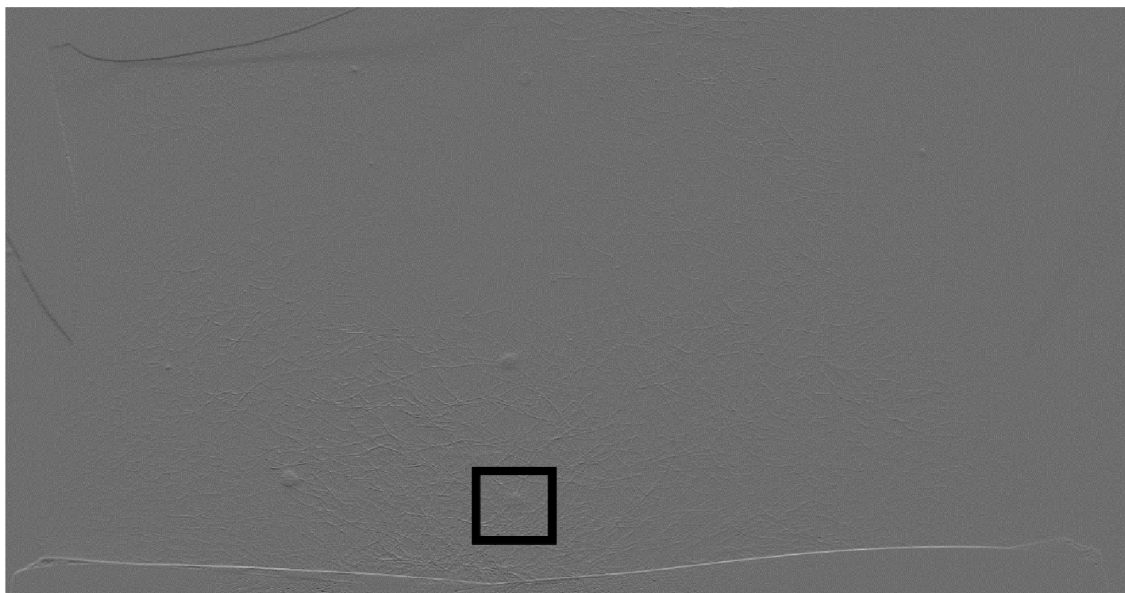
K určení hran se používají hranové detektory, které matematicky operují s derivací nebo určením gradientu. Při použití ať už jedné nebo druhé metody může docházet ke vzniku šumu v obraze. Proto je potřeba využít ještě filtraci např. pomocí prahování. Běžně se používají při práci se Simulinkem 4 základní hranové detektory, ke kterým patří Sobelův, Prewittův, Robertsův a Cannyho.



Obr. 18 Obraz automatického thresholdu a openingu (zdroj: autor)

V rámci experimentu bylo využito všech metod. Pro konečnou analýzu byla vybrána Sobelova metoda, která poskytla nejčitelnější fotografie. Výsledek této metody je vidět na obr. 18. Nejedná se o klasickou Sobelovu metodu, jelikož výstup byl zkruslen ochlupením na těle figuranta a névy nebyly v těchto místech čitelné. Výstup byl horší než při prahování. Z toho důvodu jsme se rozhodovali mezi vertikálním nebo horizontálním gradientem, který by sestavil křivky a našel vrcholy křivky jako okraje subpixelů. Při porovnání těchto dvou přístupů s původní fotografií je vidět, že jsou výsledky téměř totožné.

Nicméně při podrobnějším zkoumání jsme zaznamenali, že při vertikální detekci hran úplně zmizela 3. největší piha ze zad figuranta, která je na obr. 18 zvýrazněna v černém rámečku. Důvodem je ochlupení v místě této pihy, které má primárně vertikální směr. Respektive nachází se v tomto místě mnoho výrazných vertikálních hran, které upozadují přítomnost pihy, která se nachází pod nimi. Naopak horizontální hrany nejsou v tomto místě až tak výrazné, proto je tato piha při horizontální detekci hran (viz. obr. 19) lépe čitelná.



Obr. 19 Obraz horizontální detekce hran s vyznačenou pihou (zdroj: autor)

Praktičtější je tedy využívání horizontální detekce hran Sobelovy metody. Ta funguje dobře i při výrazném ochlupení pokožky. Nicméně aplikace vertikální detekce hran na fotografii kůže s jemným nebo běžně hustým ochlupením se může jevit výhodněji, jelikož je tento obraz lépe barevně vyvážen a má o trochu lepší kontrast než po horizontální detekci.

### 3.5 Termografie dat

Termografie, někdy označována jako termovize, je zobrazovací metoda, jejímž prostřednictvím je možné analyzovat a graficky znázornit teplotu na povrchu snímaného objektu. Snímky (termogramy) jsou pořizovány pomocí termokamery, která detekuje záření v infračerveném spektru. Jelikož IR je vyzařováno všemi objekty s teplotou vyšší než absolutní 0, tak termografie umožňuje pozorovat okolí i bez viditelného osvětlení. Množství vyzařovaného záření se zvyšuje s teplotou,

proto termografie umožňuje sledovat změnu teploty. Toho se využívá např. ve vojenství, stavebnictví a lékařství.

Termogram ukazuje přibližnou teplotu, ale ve skutečnosti se využívá k určení výsledné hodnoty více zdrojů dat na základě oblastí v okolí objektu. Dopadající sálavý výkon se tedy skládá z vyzařovaného zářivého výkonu, což je to, co by se mělo měřit, dále z vysílaného sálavého výkonu, ten prochází objektem ze vzdáleného zdroje tepla, a poslední složkou je odražený sálavý výkon, který se odráží od povrchu tepelného zdroje.

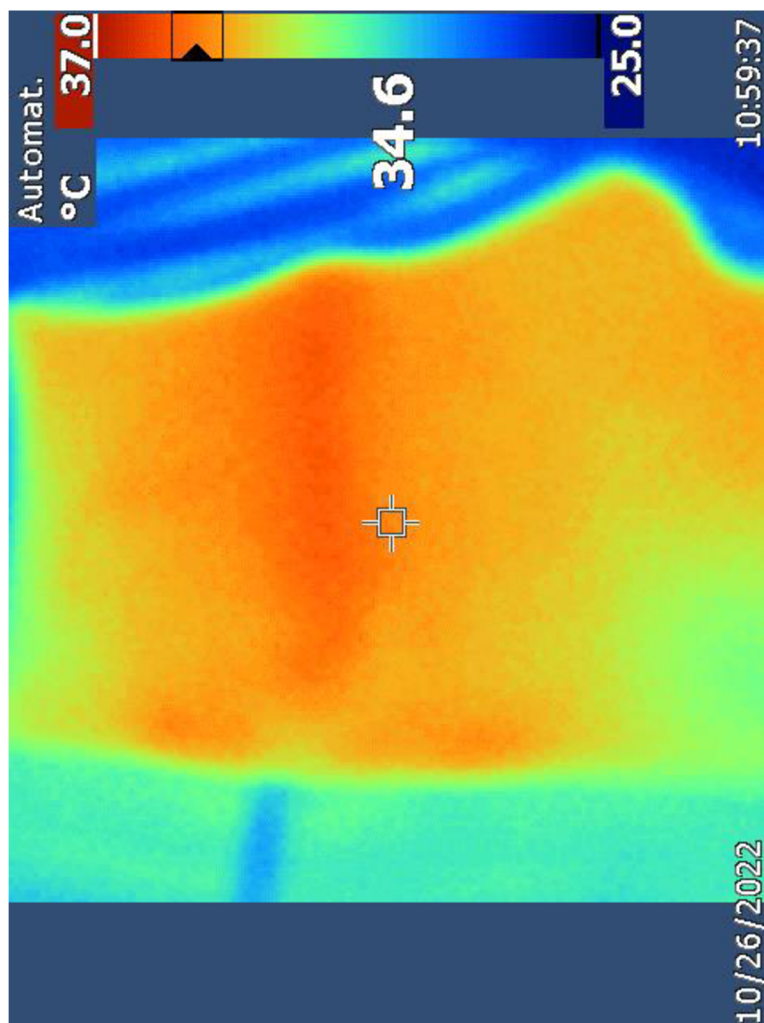
Paralelně s pořizováním fotografií figurantů bylo vyhotoveno deset termografických snímků z termokamery značky Fluke. Pro následnou analýzu se zvolila ta stejná data, která se zpracovávala u histogramů. Výstupem této kapitoly je stanovení, zda může být termografie součástí dermatoskopie, či nikoliv.

Na obr. 20 vidíme termogram těla totožného figuranta jako na obr. 13 a 14. Průměrná teplota byla změřena na 34,6 °C, což je z medicínského hlediska podchlazení. Tato teplota je ale zobrazena teplotou v dolní a horní části termogramu, kde se nachází oblečená část těla figuranta. Maximálně byla naměřena teplota 37 °C, která se nachází nejvíce ve střední části, jedná se o oblast páteře. Minimální teplota 25 °C byla naměřena v pravém horním rohu, jedná se o oblast největší vrstvy oblečení.

Existuje předpoklad, že by měly být viditelné névy stejně čitelné i na termografickém snímku. Tento předpoklad má původ v tom, že černá barva nebo tmavé tóny barev obecně absorbují vlnové délky, které se následně přeměňují na teplo, a povrch takto barevného objektu se následně zahřívá. Hnědá néva by tedy za tohoto předpokladu měla být pomocí termokamery zřetelná. Termografie by mohla být tím pádem další pomůckou při dermatoskopii a vyšetření pomocí Dermoscanneru X2.

Při pohledu na samotný termografický snímek (obr. 20), nebo při srovnání původních snímků s termogramem není vidět přítomnost ani jedné z név. Předpoklad tedy není naplněn. Jedním z důvodů je rozlišení termokamery, které nedosahuje takové kvality jako u použité zrcadlovky. Malé névy tím pádem nemůžou být na snímku vůbec vidět.

Dalším důvodem mohou být podmínky při provádění experimentu. Při experimentu byla pokožka figurantů odhalena pouze na pár vteřin. Tmavý povrch név tedy neměl ani možnost se působením světla v místnosti ohřát a následně se na termogramu zbarvit do jiné barvy než okolní kůže.



Obr. 20 Termogram analyzovaného snímku (zdroj: autor)

Možnost využití termokamery při podobných typech vyšetření se nejeví efektivně. Dnes se běžně termokamery pořizují s rozlišením snímače okolo 320 x 240 pixelů, což je pro snímání objektů v rámci několika milimetrů nedostatečné. Pořizovací cena těchto termokamer se navíc pohybuje ve hladině desítek tisíc Kč. Doplňkové snímkování termokamerou by navíc prodlužovalo dobu vyšetření pacienta.

### 3.6 Hodnocení použitých filtrů a změn barev v GIMP 2

GIMP 2 (GNU Image Manipulation Program) je grafický editor sloužící k tvorbě a úpravě obrázků, je vhodný pro tvorbu webové grafiky, ale hlavně k úpravě fotografií. Poprvé byl vydán v 90. letech, je vyvíjen v jazyku C a je k dispozici zadarmo.

Umožňuje pracovat s vrstvami, kanály a cestami. Plně podporuje většinu standartních rastrových formátů, jako je TIFF, PNG, JPG, nebo GIF. Mezi výhody patří

vysoká rychlost zpracování, podpora mnoha platforem a velkého množství jazyků ale zejména množství grafických filtrů. Předpokladem využití těchto filtrů je zlepšení čitelnosti név oproti původní fotografii. Kromě filtrů můžou také dobře posloužit vrstvy, které by měly být schopny porovnat fotografie mezi sebou a odhalit, jak se mění např velikost névů v čase.

### 3.6.1 Filtr Horní propust

První filtr jsme vybrali z kategorie Enhance, která slouží k odstranění nedostatků ve fotce, nebo nedostatečné ostrosti. Jedná se filtr Horní propust, angl. High Pass, který se vyskytuje i ve zpracování zvuku, kde dochází k filtraci frekvencí nad určitou prahovou hodnotu. Analogicky zde se frekvence vztahuje k náhlým změnám jasu nebo barvy v sousedních pixelech. High Pass filtr tedy filtruje zjevné detaily a odstraňuje gradienty většího rozsahu.



Obr. 21 High Pass filtr s úpravou střední odchylky a kontrastu (zdroj: autor)

Výstupem filtru je zlepšení jemných detailů, pro čitelnost név je tedy vhodný. V nastavení filtru lze změnit kontrast a standartní odchylku, která při zvýšení sníží práh filtru a na upraveném obrázku se zohlední více detailů obrazu. Na obr. 21 můžeme vidět

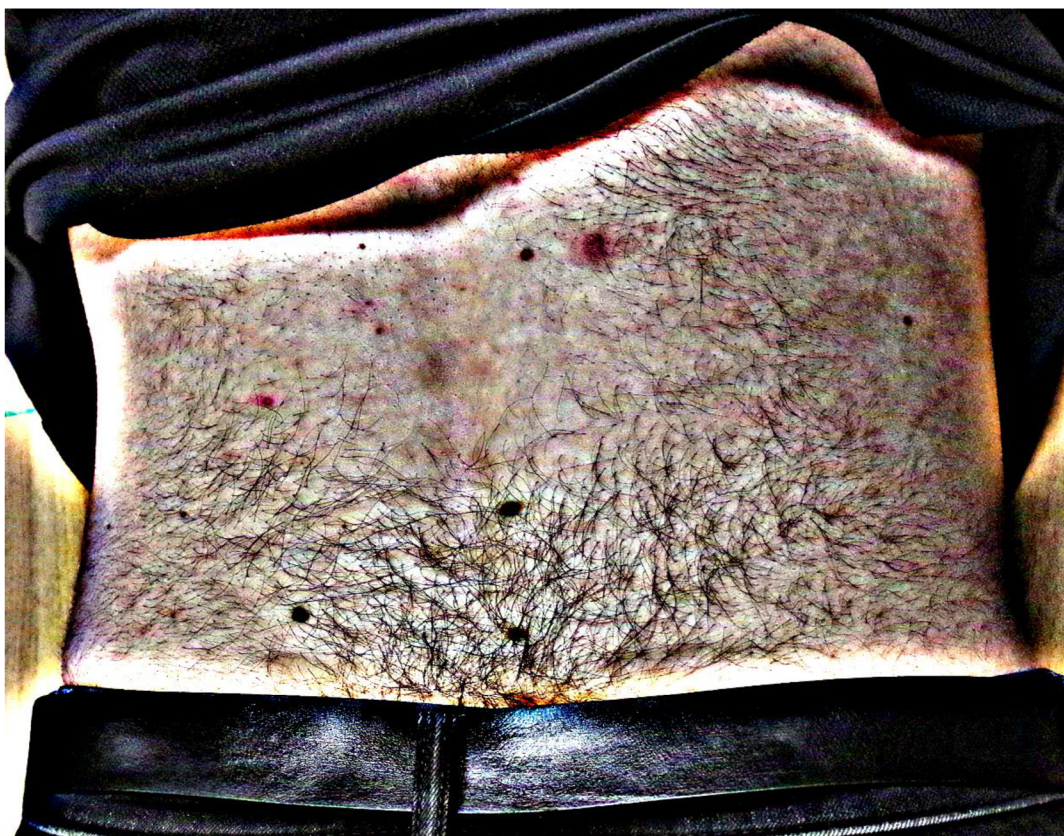
výsledek použití tohoto filtru. Odchylka byla nastavena na maximální pracovní hodnotu 1511,2 a kontrast byl nastaven na hodnotu 4000 z celkových 5000, aby došlo k výraznějšímu barevnému rozlišení, ale aby zároveň nebyl obraz až moc nasvícen. Poté by mohlo dojít ke zkreslení obrazu. Obraz po filtraci je mezistupněm mezi původní fotografií a prahováním na obr. 17. Došlo k zvýraznění hnědých nív a světlé pokožky, ale ne k úplnému útlumu RGB složek jako v případě prahování.

### 3.6.2 Filtr Doostření

Tento filtr pochází z kategorie Enhance, má za úkol vylepšit původní obrázek, konkrétně zaostřit okraje objektů, aniž by došlo ke zvýšení šumu. Má tedy podobné účinky jako předchozí filtr. Při této operaci dochází k změně barev, které se dá předejít převedením obrazu do alternativního barevného modelu HSV (hue, saturation, value), který nejvíce koreponduje s lidským vnímáním barev. K tomu ale není potřeba sahat, protože zvýraznění barev je pro potřeby experimentu žádoucí.

Filtr umožňuje nastavení tří parametrů; poloměru, míry, prahu. Poloměr se nastavuje až do pracovní hodnoty 500 a určuje, kolik pixelů na každé straně bude ovlivněno doostřením, k jeho úpravě by se mělo sahat až na konci. Míra může být nastavena maximálně na pracovní hodnotu 10, pomocí ní se nastavuje ostření. Práh se může změnit v intervalu od 0 do 255, a nastavuje se tak minimální rozdíl v hodnotách pixelů, který označuje hranu (práh), na který je potřeba použít doostření. Pomocí prahu se může předejít šumu v oblastech s plynulým přechodem mezi světlými a tmavými místy.

Na obr. 22 vidíme výsledek ostřicího filtru. Míra ostření byla nastavena na základě výše uvedených vlastností na nejvyšší úroveň 5, došlo k velkému zvýraznění detailů, zejména nív a ochlupení. Při nejvyšším možném zaostření byl práh ponechán na úrovni 0, aby se určila co nejmenší hrana, na kterou je potřeba použít doostření. Poloměr se limitně blíží spodní hranici, jelikož při testování okolo hodnoty 200, tj. dvou pětin maximální úrovně, docházelo k výraznému zkreslení a přesvícení obrazu. Finálně se poloměr ponechal na hodnotě 50, tím se zvýraznily stávající névy, a zabránilo efektu přeexponování obrazu.



Obr. 22 Filtr Unsharp Mask s úpravou míry ostření, prahu a poloměru (zdroj: autor)

### 3.6.3 Změny barev

Kromě filtrů, které se aplikují na fotografii a jednoduchou změnou několika parametrů změní teplotu barev, saturaci, kontrast, nebo ostrost je v GIMPU také možnost zmíněné parametry měnit individuálně a docílit podobných nebo i lepších výsledků. Tento způsob je nicméně časově náročnější a lze si těžko představit, že by se využíval v praxi. Při kombinaci velkého množství parametrů může dojít až příliš k velkému zkreslení původního obrázku.

## 3.7 Shrnutí hlavních výhod a nevýhod programů

GIMP 2 obsahuje funkci vrstev. Při práci s nimi je možné nad původní fotografii vložit upravenou fotografii a usnadnit jejich porovnávání. Jednotlivé vrstvy je možné zneviditelnit, ale také měnit jejich průhlednost. To je klíčové při zkoumání nové, tj. hledání nových, změnu stavu těch stávajících. Vrstvami se můžou stát i upravené fotografie z Matlabu. Předvolba je funkce, která může usnadnit používání tohoto softwaru v praxi. Při úpravě fotografie není nutné pokaždé nastavovat parametry znovu, ale stačí vybrat

tuto funkci. Zde jsou tyto parametry již nastaveny. Výhodné je použití u zmíněných filtrů High Pass a Unsharp Mask. U změny barev naopak nikoliv.

Matlab pomocí použitého procesu prahování dokáže spočítat névy na povrchu těla. K tomu při experimentu nedošlo kvůli značnému ochlupení a nedostatečnému oříznutí fotografie. Velkou výhodou je možnost naprogramování parametrů pro úpravu i mimo Simulink. To umožňuje ještě detailnější zvýraznění név např. při prahování. Při vložení fotografie do skriptu dojde ihned k úpravě fotografie bez nutnosti dalšího nastavování parametrů.



## 4 Návrh postupu k nahrazení přístroje DermoScan X2

Aby se docílilo co největší pravděpodobnosti nahrazení přístroje DermoScan X2, je nutné dodržet řadu postupů, které musí být při každém vyšetření ve stejném pořadí a stejným způsobem.

V první řadě je klíčové dodržení stejných podmínek. K nim patří **stejná vzdálenost od fotoaparátu 1,5 m** a stejný typ fotoaparátu s dostatečným rozlišením pro zdokumentování név. Minimum se stanovuje na **16,5 megapixelů**. Použití fotoaparátu mobilního telefonu se nedoporučuje.

Dalšími podmínkami jsou místnost bez přístupu k dennímu světlu, nebo místnost s dostatečným zastíněním oken a **nasvícení vhodným zdrojem viditelného světla**, tedy zářivkou. Průměrná vlnová délka v takto rovnoměrně osvětlené místnosti dosahuje zhruba **545 nm**. Potom můžeme aplikovat vždy totožné postupy bez nutnosti individuálního nastavení pro každého pacienta. Výjimkou jsou pacienti s výrazným ochlupením ve snímané oblasti, u kterých dochází ke zkreslení výsledků, jak jsme si mohli všimnout v kapitole Detekce hran.

Při analýze původního obrazu pomocí histogramu jsme došli k závěru, že je vzhledem k rovnoměrnějšímu rozložení jednotlivých složek v rámci spektra, vhodnější pro další zkoumání využít fotografii nasvícenou jak zářivkami, tak i bleskem z fotoaparátu. Avšak na základě výsledku prahování v kapitole Prahování bylo stanoveno, že je vhodnější využít fotografii, která byla nasvícena pouze zářivkami. Při porovnání obou fotografií byly rozdíly natolik těsné, že pro praxi je klíčové hlavně **zatemnění místnosti**. Výstupem nasvětlení pouze zářivkami, samotným fotoaparátem, nebo kombinací obou jsou velice podobné výsledky.

Při termografii jsme došli k závěru, že paralelně s fotografováním pokožky ještě **snímat kůži termokamerou není efektivní**. Névy se zřetelně na termogramu nezobrazí. Eventuálně by k tomu mohlo dojít při delší časové expozici, při které by se névy ohřáli a zobrazili.

Za podmínek při kterých pracuje DermoScan X2 a podmínek při experimentu, kdy je kůže osvětlena ze zhruba 1,5 m vzdálenosti a fotografie je pořízena v rámci jednotek sekund, je ale pravděpodobnost tohoto jevu minimální.

Pokud by se jednalo o prvotní vyšetření pacienta za účelem jednoduchého zmapování név na povrchu těla, tak se nabízí použití nejjednoduššího typu segmentace

obrazu, tj. threshold, které bylo v práci ještě doplněno openingem, jak je popsáno v kapitole Prahování. Touto operací získáme **informace o velikosti névy, a kde se nachází.**

Odfiltrují se rušivé elementy jako je ochlupení, nebo menší jizvy. Kromě prvotního vyšetření se může threshold aplikovat i při dalších vyšetřeních, kdy se z obrazů stanou vrstvy, jejichž průhlednost se bude měnit podle potřeby. Nicméně se bude jednat o **černobílý obraz, který neposkytuje informace o zbarvení névy.** To je výrazný problém při diagnostikování melanomů, jelikož barva patří k jednomu z parametrů při rozpoznání této choroby.

Operací hranová detekce narážíme na stejné problémy jako při prahování. Nicméně výstupem je obraz, který odhalil menší névy a je podrobnější. Nevýhodou je ovlivnění zobrazovaných név, které jsou špatně čitelné v místech výrazného ochlupení. Při detailnějším zobrazení név na pokožce s málo výrazným ochlupením se tedy nabízí zvolení **vertikální hranové detekce.**

Pro potřebu barevného zpracování obrazu se můžou použít navrhované filtry z programu GIMP 2. U nich dojde v nějaké míře ke zkreslení barev, což může být nežádoucí. Avšak filtr Unsharp Mask dokázal hodně zvýraznit barvy név a při prvním pohledu jsou mnohem čitelnější oproti filtru High Pass a původní fotografii. Pro **diagnózu melanomů může být tento filtr účinný.** Pro dlouhodobé sledování név se jeví účinně **kombinace tohoto filtru a vrstev.**

## 5 Závěr

Výzkumné předpoklady se nepodařilo naplnit, jelikož zaměření praktické části se v průběhu psaní práce odklonilo od původních plánů z důvodu naskytnutí možnosti vypracovat analýzu funkčnosti zdravotnického přístroje DermoScan X2 a jeho následného návrhu nahrazení.

Výzkum byl vztažen pouze na viditelnou část elektromagnetického spektra a na světlo produkované běžnými zářivkami a bleskem z fotoaparátu. Laser pro účely nahrazení zkoumaného přístroje pro skenování kůže nedává smysl. Původní myšlenka práce nicméně zůstala stejná, jelikož zmiňovaný přístroj využívá viditelné světlo pro diagnostiku chorob v dermatologii.

Na základě zjištěných informací z provedeného měření a snímání spektrometry, termokamerou a fotoaparátem jsme navrhli postup k nahrazení sériově vyráběného zdravotnického přístroje DermoScan X2. Tento postup je značně jednoduchý a vyžaduje pouze využití komerčně dostupného fotoaparátu a softwaru pro úpravu fotografií. U fotoaparátu je nutné mít dostatečné rozlišení, v našem případě byl aplikován fotoaparát s rozlišením 16,5 megapixelů.

Navrhované programy byly využity kvůli své dostupnosti pro veřejnost a také kvůli tomu, že jsme se s nimi už setkali dříve. Na rozdíl od přístroje DermoScan X2 nedojde k ohraničení név na základě semaforového systému. Nedosáhneme tedy takové míry automaticnosti. Nicméně budeme schopni v určité míře tento systém pomocí filtrů a skriptů v programech suplovat. Způsob úpravy fotografie je možné měnit podle charakteru vyšetření, respektive výstupu daného vyšetření. Využití softwarů je možné měnit na základě ochlupení kůže nebo potřeby vyšetřujícího personálu.

Cílem této práce bylo zejména naznačit využití částí spekter, které se používají v dermatologii. Tento cíl byl splněn. V práci jsme popsali, jak využít viditelné světlo při diagnostice kožních név, tj, pih. Ty mohou představovat nebezpečí při jejich podezřelém zbarvení a zvětšení, což je znakem melanomu. Vyfocení kůže a následná úprava fotografií může pomoci dermatologům v odhalování tohoto druhu rakoviny. Může se tak jednat o mezistupeň dermatoskopie.

## Seznam použité literatury

BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova v Praze, Nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-2671-0.

BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. 2015. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4712-5.

BENEŠOVÁ, Zdeňka a Daniel MAYER. 2001. *Základní příklady z teorie elektromagnetického pole*. 1. vyd. V Plzni: Západočeská univerzita, Elektrotechnická fakulta. ISBN 978-80-7082-818-2.

ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. 2015. Nařízení vlády č. 291 ze dne 3. listopadu 2015 o ochraně zdraví před neionizujícím zářením. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 120, s. 3690–3710. ISSN 1211-1244. Dostupné také z: <https://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=z&id=35252>

DUŠEK, Dominik. 2020. *Modelování citlivosti lidského oka k optickému záření*. Liberec. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci. Dostupné také z: <https://dspace.tul.cz/handle/15240/161109>

ETTLER, Karel. 2021. Dermatologická fototerapie. *Dermatologie pro praxi 2021*. **15**(1), 28–36. ISSN 1802-2960.

FIALOVÁ, Petra a Vladimír VAŠKŮ. 2017. PDT a možnosti jejího využití v dermatologii. *Dermatologie pro praxi*. **11**(4), 166–169. DOI 10.36290/der.2017.032.

LANGMEIER, Miloš. 2009. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2526-0.

LOH, Hui Wen et al. 2022. Application of photoplethysmography signals for healthcare systems: An in-depth review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. **216**, 106677. DOI 10.1016/j.cmpb.2022.106677.

MALAKAR, Subrata. 2022. *Pediatric dermoscopy, trichoscopy and onychoscopy*. First Edition. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers. ISBN 978-93-89188-28-8.

MANSOORI, Behzad et al. 2019. Photodynamic therapy for cancer: Role of natural products. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. **26**, 395–404. DOI 10.1016/j.pdpdt.2019.04.033.

MARTINÁSKOVÁ, Jana. 2018. Přípravky určené k péči o pokožku u atopické dermatitidy. *Praktické lékárenství*. **14**(1), 29–34. ISSN 1801-2434.

MEDICOM. 2022. DermoScan X2. *medicom.cz* [online]. autor webu: medicom.cz, Praha: MediCom, 2022 [cit. 2023-02-05]. Dostupné z: <https://www.medicom.cz/lekarske-pristroje-katalog/pristroje-dle-vyrobcu/dermoscan/dermoscan-x2-celotelovy-skener/>

MORAES, Jermana et al. 2018. Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications. *Sensors*. **18**(6), 1894. DOI 10.3390/s18061894.

NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. 2019. *Medicínská biofyzika*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0209-9.

ROSINA, Jozef. 2013. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Vyd. 1. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4237-3.

ROSINA, Jozef, Jana VRÁNOVÁ a Hana KOLÁŘOVÁ. 2021. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. 2., doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-2526-5.

SONTHALIA, Sidharth, Sara YUMEEN a Feroze KALIYADAN. 2022. Dermoscopy Overview and Extradiagnostic Applications. In: *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing. Dostupné také z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537131/>

ŠKOPKOVÁ, Kristýna a Jan POTĚŠIL. 2021. Těžká forma atopické dermatitidy. *Pediatric pro praxi*. **22**(3), 208–211. DOI 10.36290/ped.2021.040.

WELTI, Michèle et al. 2020. Evaluation of the minimal erythema dose for UVB and UVA in context of skin phototype and nature of photodermatosis. *Photodermatology, Photoimmunology & Photomedicine*. **36**(3), 200–207. DOI 10.1111/phpp.12537.

## Seznam obrázků

Obr. 1 Elektromagnetické spektrum (Beneš, Kyplová a Vítek, 2015) .....	13
Obr. 2 Typy UV záření a jejich účinek na organismus (Navrátil a Rosina, 2019) .....	18
Obr. 3 Ukázka náhradních teplot chromatičnosti zdrojů světla (Dušek, 2020) .....	21
Obr. 4 Lokální UVA zářič (Ettler, 2021) .....	22
Obr. 5 Lůžkový celotělový zářič s osazením UVA + NB UVB trubic (Ettler, 2021) ....	22
Obr. 6 Průběh EKG ve srovnání s průběhem PPG (Loh et al., 2022) .....	26
Obr. 7 Schématické zobrazení složek signálu pořízeného PPG (Loh et al., 2022) .....	26
Obr. 8 Různé možnosti působení světla na kůži (Sonthalia, Yumeen a Kaliyadan, 2022 .....	28
Obr. 9 DermoScan X2 (MediCom, 2022) .....	31
Obr. 10 Analýza softwarem MoleScan-macro (MediCom, 2022) .....	32
Obr. 11 Spektrum osvětlené místnosti (zdroj: autor) .....	34
Obr. 12 Spektrum blesku z fotoaparátu (zdroj: autor) .....	35
Obr. 13 Fotografie bederní části zad bez blesku (zdroj: autor) .....	36
Obr. 14 Fotografie bederní části zad s bleskem (zdroj: autor) .....	37
Obr. 15 Histogram fotografie pořízené bez blesku (zdroj: autor) .....	38
Obr. 16 Histogram fotografie pořízené s bleskem (zdroj: autor) .....	39
Obr. 17 Obraz automatického thresholdu a openingu (zdroj: autor) .....	40
Obr. 18 Obraz automatického thresholdu a openingu (zdroj: autor) .....	41
Obr. 19 Obraz horizontální detekce hran s vyznačenou píhou (zdroj: autor) .....	42
Obr. 20 Termogram analyzovaného snímku (zdroj: autor) .....	44
Obr. 21 High Pass filtr s úpravou střední odchylky a kontrastu (zdroj: autor) .....	45
Obr. 22 Filtr Unsharp Mask s úpravou míry ostření, prahu a poloměru (zdroj: autor) ..	47