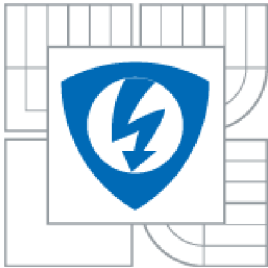




**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**  
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

**FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION**  
**DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING**

## **PŘESNOST MĚŘENÍ TEPLoty TĚLA INFRAČERVENÝMI TECHNOLOGIEMI**

**ACCURACY OF BODY TEMPERATURE MEASUREMENT USING INFRARED  
TECHNOLOGIES**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**  
BACHELOR'S THESIS

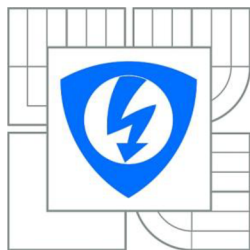
**AUTOR PRÁCE**  
AUTHOR

**JIŘÍ MEZERA**

**VEDOUCÍ PRÁCE**  
SUPERVISOR

prof. Ing. IVO PROVAZNÍK, Ph.D.

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Biomedicínská technika a bioinformatika

**Student:** Jiří Mezera

**ID:** 154640

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2014/2015

**NÁZEV TÉMATU:**

## Přesnost měření teploty těla infračervenými technologiemi

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Prostudujte problematiku měření teploty lidského těla. Zaměřte se na použití infračervených bezdotykových teploměrů různých typů. 2) Prostudujte problematiku měření teploty pacientů v klinickém provozu Fakultní nemocnice Brno v Bohunicích na vybraném oddělení. 3) Sestavte laboratorní měřicí pracoviště a proveďte experimentální měření vybranými teploměry. Proveďte srovnání přesnosti měření. 4) Navrhněte experimentální protokol pro testování infračervených bezkontaktních teploměrů u skupiny pacientů. 5) Proveďte klinická měření. 6) Výsledky zhodnoťte, srovnajte s publikacemi a diskutujte.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

- [1] B. F. PAES, K. VERMEULEN, R. M. BROHET, T. van der PLOEG, J. P. de WINTER. Accuracy of tympanic and infrared skin thermometers in children. Arch Dis Child, 95(12):974-8, 2010.  
[2] A. DAVIE, J. AMOORE. Best practice in the measurement of body temperature. Nursing Standard, 23-29;24(42):42-9, 2010.

**Termín zadání:** 9.2.2015

**Termín odevzdání:** 29.5.2015

**Vedoucí práce:** prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

**UPOZORNĚNÍ:**

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **Abstrakt**

Tato práce se zabývá měřením teploty lidského těla pomocí infračervených teploměrů. Literární rešerše se věnuje popisu teploty lidského těla, způsobům jejího měření a druhům teploměrů. Dále teoretická část pojednává o infračerveném záření, principech jeho měření, fyzikálních veličinách, zákonech infračerveného záření, druzích detektorů a nejistotách měření. Praktická část se zabývá experimentálním měřením s vybranými druhy teploměrů a ověřováním jejich přesnosti. Dále je v praktické části navržen experimentální protokol, podle něhož jsou provedena klinická měření tělesné teploty v různých podmínkách a jejich následné statistické vyhodnocení.

## **Klíčová slova**

Tělesná teplota, teploměr, bezkontaktní měření teploty, infračervené záření.

## **Abstract**

This thesis deals with the measurement of body temperature using the infrared thermometers. The literature research is devoted to the description of the human body temperature, methods of its measurement and types of thermometers. The theoretical part further examines the infrared radiation, the principles of measurement, physical quantities, laws of infrared radiation, types of detectors and measurement uncertainties. The practical part focuses on experimental measurements with selected kinds of thermometers and verifying their accuracy. Finally, an experimental procedure has been designed which has then been used for the clinical measurements of body temperature under various conditions and their subsequent statistical evaluation.

## **Key words**

Body temperature, thermometer, non-contact temperature measurement, infrared radiation.

## **Bibliografická citace**

MEZERA, J. *Přesnost měření teploty těla infračervenými technologiemi*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 65 s. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D..

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Přesnost měření teploty těla infračervenými technologiemi jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne

Podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu bakalářské práce prof. Ing. Ivo Provazníkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při zpracování mé bakalářské práce. Dále děkuji doc. RNDr. Jiřině Škorpíkové, CSc. a Mgr. Vladanu Bernardovi, Ph.D. za odborné konzultace a pomoc při měření na Biofyzikálním ústavu LF Masarykovy univerzity.

V Brně dne

Podpis autora

# Obsah

Úvod.....	8
<b>1 Základní pojmy .....</b>	<b>9</b>
1.1 Teplota a teplo .....	9
1.2 Teplotní stupnice .....	9
<b>2 Teplota lidského těla .....</b>	<b>12</b>
2.1 Stálá tělesná teplota .....	12
2.2 Tvorba tepla .....	12
2.3 Ztráty tepla.....	13
2.4 Regulace tělesné teploty .....	14
<b>3 Měření tělesné teploty .....</b>	<b>16</b>
3.1 Rozdělení lékařských teploměru.....	16
3.1.1 Kontaktní teploměry .....	16
3.1.2 Infračervené teploměry.....	18
3.2 Měření tělesné teploty ve FN Brno.....	21
<b>4 Teorie bezkontaktního měření teploty .....</b>	<b>23</b>
4.1 Infračervené záření .....	23
4.2 Černé těleso, emisivita.....	24
4.3 Zákony záření .....	25
4.4 Infračervené záření vyzařované lidským tělem .....	27
4.5 Detektory infračerveného záření.....	28
4.6 Pyrometrie.....	30
4.6.1 Pyrometry .....	30
4.6.2 Termovize.....	31
4.7 Nejistoty měření.....	32
4.7.1 Stanovení standardních nejistot.....	32
<b>5 Experimentální měření .....</b>	<b>34</b>
5.1 Použité teploměry .....	34
5.2 Popis průběhu měření .....	35
5.3 Vyhodnocení experimentálního měření.....	38
5.3.1 Výpočet chyb měření teploměru .....	38

5.3.2	Výpočet nejistoty měření.....	39
5.4	Experimentální protokol klinických měření .....	40
5.4.1	Průběh měření.....	41
5.5	Vyhodnocení klinických měření.....	42
5.5.1	Vyhodnocení a výsledky rozdílů mezi ovlivňujícími faktory .....	43
5.5.2	Vyhodnocení a výsledky rozdílů mezi jednotlivými teploměry.....	47
5.5.3	Vyhodnocení pomocí diferencí .....	49
	<b>Diskuze.....</b>	<b>50</b>
	<b>Závěr .....</b>	<b>53</b>
	<b>Literatura .....</b>	<b>55</b>
<b>A</b>	<b>Technické údaje použitých infračervených teploměrů.....</b>	<b>58</b>
<b>B</b>	<b>Ukázky dalších termosnímků.....</b>	<b>61</b>
<b>C</b>	<b>Grafy a tabulky vyhodnocení.....</b>	<b>62</b>

# Úvod

Teplota je fyzikální veličina, která popisuje stav organismu jako biologického systému. Měření tělesné teploty je velmi důležité, protože je to jeden ze základních kroků úspěšné léčby zánětlivých i nezánnětlivých onemocnění. Např. kolísání teploty může být indikátorem blížícího se onemocnění. Teplotu ale nelze měřit přímo, a proto se k jejímu měření využívá nepřímých metod, kdy dochází nejdříve k převodu na jinou fyzikální veličinu, kterou již lze přímo měřit. Metody pro měření teploty lze dále rozdělit na kontaktní a bezkontaktní. Při kontaktním měření je senzor v přímém kontaktu s měřeným objektem. V důsledku dotyku však může dojít k chybě, která může být způsobena například kompresí tkáně, čímž dojde k omezení přívodu tepla cévním řečištěm a tím ke zkreslení skutečné teploty. Měření je realizováno elektrickými, dilatačními a dalšími speciálními senzory. K dispozici máme tedy teploměry dilatační, digitální a chemické. Při bezkontaktním měření je využíváno šíření tepla pomocí tepelného záření, které je tvořeno elektromagnetickým vlněním v infračervené části spektra. Spektrum infračerveného záření závisí na vlastnostech tělesa a jeho teplotě. Díky tomu lze stanovit teplotu tělesa a eliminovat tak chyby, které jsou způsobeny kontaktním měřením. Máme tak k dispozici infračervený čelní (kožní) teploměr a infračervený ušní teploměr. Bezkontaktní měření lze dále rozdělit na pyrometry, které měří teplotu bodově v daném místě a zobrazovací metody – infrazobrazení teplotních polí.

Po zákazu prodeje klasických rtuťových teploměrů nastal problém, jakým přístrojem spolehlivě měřit tělesnou teplotu. Cílem této práce je zjistit spolehlivost a přesnost měření teploty těla infračervenými teploměry. Téma této práce bylo zadáno na požadavek přednosta interní gastroenterologické kliniky FN Bohunice, prof. MUDr. Aleše Hepa, CSc.

V teoretické části této práce je seznámení se základními pojmy týkajícími se teploty a tepla, dále popis teploty lidského těla a měření tělesné teploty. Dále se teoretická část zabývá popisem principu bezkontaktního měření teploty a vlastnostmi infračerveného záření vyzařovaného lidským organismem. Praktická část se zabývá experimentálním měřením infračervených teploměrů. Dále je v praktické části navržen experimentální protokol, podle něhož byla provedena klinická měření na biofyzikálním ústavu LF MU v Brně. V závěru praktické části jsou výsledky a statistické vyhodnocení klinických měření.



# 1 Základní pojmy

## 1.1 Teplota a teplo

Teplota je stavová veličina určující stav termodynamické rovnováhy neboli stav, kdy neprobíhají žádné makroskopické změny v izolované soustavě těles od okolního prostředí a všechny fyzikální veličiny, kterými je stav soustavy popsán, nezávisí na čase. Termodynamickou teplotou, která musí být stejná pro všechny části izolované soustavy, bývá charakterizován stav termodynamické rovnováhy. Fyzikální veličina teplota nesmí být zaměňována za fyzikální veličinu teplo. Teplo je forma energie související s pohybem částic dané soustavy těles, není ovšem stavovou veličinou, protože nezávisí na přítomném stavu soustavy, ale na celé minulosti vývoje této soustavy. Teplo v daném hmotném prostředí samovolně přechází z místa o vyšší teplotě do místa s nižší teplotou, dokud nedojde k vyrovnání teplot a nenastane tepelná rovnováha. Teplota se nedá měřit přímo, ale pouze prostřednictvím jiných fyzikálních veličin. Jde tedy o měření nepřímé. [12], [14]

## 1.2 Teplotní stupnice

### Termodynamická teplotní stupnice

Je definována na základě účinnosti vratného Carnotova cyklu. Účinnost Carnotova cyklu pracujícího mezi stejnými lázněmi určitých teplot je závislá jen na těchto teplotách a není závislá na použité teploměrné látce. Platí vztah: [12]

$$\eta = \frac{Q_2 - Q_1}{Q_2} = \frac{T_2 - T_1}{T_2}, \quad (1.1)$$

kde

$\eta$  – účinnost cyklu,

$T$  – termodynamická teplota,

$Q_2$  – odebrané teplo teploměrnou lázní z lázně s teplotou  $T_2$ ,

$Q_1$  – odebrané teplo teploměrnou lázní z lázně s teplotou  $T_1$ .

Přičemž platí  $T_2 > T_1$ .

V případě ideálního stavu  $\eta = 1$ , potom ze vztahu (1.1) platí:

$$\frac{T_2}{T_1} = \frac{Q_2}{Q_1}. \quad (1.2)$$

Ideální tepelný stroj pracující na principu Carnotova cyklu nelze sestavit. Teploměrnou látkou může být také dokonalý plyn, kde pro jeden mol plynu platí v souladu s Carnotovým cyklem stavová rovnice [12]:

$$pV = R_m T, \quad (1.3)$$

kde

$R_m$  – molární plynová konstanta ( $R_m = 8,3143 \text{ J}\cdot\text{mol}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ ),

$V$  – objem plynu.

Pro konstantní objem  $V$  vyplývá ze vztahu (1.3) rovnice pro plynový teploměr

$$T = T_0 \frac{p}{p_0}, \quad (1.4)$$

kde

$p_0 = 1,01325 \cdot 10^5 \text{ Pa}$ ,

$T_0 = 273,15 \text{ K}$ . [12]

Základní jednotkou termodynamické stupnice je kelvin (K). Jeden kelvin je definován pomocí dohody, že teplota, při které čistá voda existuje ve třech skupenstvích v rovnováze, je rovna 273,16 K (tj. trojný bod vody má teplotu 273,16 K). [12]

### Celsiova stupnice

Další v praxi využívaná teplotní stupnice, která je definována dvěma základními body: bod tuhnutí vody (0 °C nebo také 273,15 K) a bod varu vody (100 °C nebo také 373,15 K). Jednotkou Celsiovy stupnice je stupeň Celsia (°C). Trojnému bodu vody odpovídá podle této stupnice 0,01 °C. Velikost jednoho dílku Celsiovy stupnice i termodynamické stupnice je totožná, neboli mezi nimi platí vztah [12]:

$$t \text{ (}^\circ\text{C)} = T - 273,15 \text{ K}, \quad (1.5)$$

kde

$t$  – Celsiova teplota,

$T$  – termodynamická teplota. [12]

## Fahrenheitova stupnice

V některých státech se používá Fahrenheitova stupnice ( $^{\circ}\text{F}$ ), případně Rankinova stupnice ( $^{\circ}\text{R}$ ). Pro převod na Fahrenheitovu stupnici platí vztah [12]:

$$t (^{\circ}\text{F}) = \frac{9}{5}T - 459,67 = \frac{9}{5}t + 32, \quad (1.6)$$

kde

$T$  – termodynamická teplota v K,

$t$  – Celsiova teplota v  $^{\circ}\text{C}$ .

# 2 Teplota lidského těla

V této kapitole se bude pojednávat o základních fyziologických poznatcích vztahených k teplotě lidského těla, tvorbě tepla, jeho vedení, ztrátám a termoregulaci.

## 2.1 Stálá tělesná teplota

Tělesná teplota je označení pro přirozenou teplotu daného organismu, při které může jeho tělo normálně fungovat. Každý živočišný druh má rozdílnou tělesnou teplotu, která závisí na tělesné stavbě, metabolismu, životním prostředí a dalších faktorech. Dodržování stálé tělesné teploty je velmi důležité pro všechny teplokrevné (homoiotermní) organismy, včetně člověka, pro správnou funkci biochemických pochodů v buňkách.

Fyziologická teplota je u člověka v rozmezí 36 °C až 37 °C. Rozlišujeme teplotu hlubokou (teplotu tělesného jádra) a teplotu povrchovou (např. podpaží). Teplota naměřená v rektu nebo ve vagině je přibližně o 0,5 °C vyšší než teplota naměřená v podpaží. Teplota naměřená pod jazykem je přibližně o 0,2 °C vyšší než v podpaží.

Tělesná teplota vykazuje určité kolísání během dne (až 1 °C) v závislosti na denním rytmu (tzv. cirkadiánní rytmus). Nejnižších hodnot dosahuje v brzkých ranních hodinách (kolem 3 hodiny ráno) a nejvyšších pak v odpoledních (kolem 17 hodiny). U žen ve fertilním (plodném) věku dochází během ovulace ke zvýšení teploty měřené vaginálně o 0,5 °C. U starých a velmi starých lidí může být teplota vlivem celkově nižší úrovně metabolismu nižší než je fyziologická norma, naopak u malých dětí, u kterých ještě není vlastní řízení teploty tak dokonalé, můžeme naměřit teplotu o něco málo vyšší než je norma. [13]

## 2.2 Tvorba tepla

Tvorba tepla jako produktu metabolismu je v lidském organismu naprosto nezbytný proces. Jedná se vlastně o část energie, kterou přijímáme v potravě a která je pak využita v organismu (v buňkách) jednak na tvorbu biologicky využitelné energie v makroergních vazbách (ATP) a jednak na výrobu tepla. Teplo v organismu vzniká převážně jako vedlejší produkt přeměny jiných forem energie, pouze výjimečně vzniká cíleně, např. při vyvolání chladového třesu. Produkci tepla zvyšujeme zvyšováním metabolických aktivit (např. svalovou činností). Množství tepla je mírou činnosti organismu, respektive jeho jednotlivých orgánů. Důležitým mechanismem zvýšení produkce tepla a ochrany před hypotermií je u dospělých organismů svalový třes. Další možností produkce tepla je např. vliv kalorigenních hormonů (adrenalin, noradrenalin, tyroxin). [13], [14]

Tělesnou teplotu chrání ještě další mechanismy, mezi které musíme počítat především vrstvu tělesného podkožního tuku (tuk je špatný vodič tepla), dále je to tzv. termoregulační chování, kdy zvířata před chladem vyhledávají teplejší místa, vystylají si nory, člověk se obléká, hřeje se u ohně a má finálně ústřední topení. [14]

Teplo se v organismu vytváří ve všech orgánech, ovšem v různé míře. Největší podíl produkce tepla na tzv. hluboké tělesné teplotě mají játra, orgán s nesmírně živým a různorodým metabolismem. Proto krev vytékající z jater má teplotu 39 °C. [13]

## 2.3 Ztráty tepla

Výdej tepla z těla probíhá různými fyzikálními mechanismy, a to kondukcí (vedením), radiací (sáláním), konvekcí (prouděním) a evaporací (odpařováním):

### Konduktce

Teplejší těleso předává teplo chladnějšímu. Teplo se odvádí v podobě kinetické energie, kterou předávají molekuly těla okolí, s nímž jsou v kontaktu. Míra ztrát je dána teplotním rozdílem (čím větší rozdíl, tím větší ztráty), velikostí kontaktní plochy a časem. Vedení dominuje v pevných látkách, ale také v tekutinách bez proudění. Vedením člověk ztrácí za standardních podmínek (uzavřená místnost za normální teploty bez ošacení) přibližně 15% tepelné energie. [14]

### Radiace

Povrch těla (jako každý objekt s teplotou vyšší než 0 K) neustále vyzařuje teplo ve formě infračerveného tepelného záření. Pro člověka je významné infračervené záření o vlnové délce 5-20  $\mu\text{m}$ . Úroveň vyzařování je dána rozdílem teplot mezi tělem a prostředím. [13] V našich klimatických podmínkách je vyzařování pro ztrátu tepla poměrně významné, neboť tvoří až 60 % celkových tepelných ztrát. [14]

### Konvekce

Tepelná energie se přenáší i přemístěním molekul v prostoru při nuceném či přirozeném proudění. V organismu krevní oběh odvádí teplo z orgánů, v nichž dochází k produkci tepla, např. játra a ledviny do kožních kapilár a pak do okolního prostředí. Za klidových podmínek vydává člověk tímto způsobem asi 15 % celkového tepelného výdeje. [17]

### Evaporace

Fyzikální proces, při kterém se tělu odebírá tepelná energie přeměnou potu (vody) na páru (1 g potu = 2,5 kJ skupenského tepla). Díky velkému měrnému skupenskému teple vypařování vody jsou za normálních podmínek ztráty tepla z organismu až 25 %.

K vypařování vody dochází při dýchání a při pocení, tím pádem se voda z našeho těla odpařuje neustále (přibližně 600 ml/den). V teplých provozech, horkém létě atd. se zvyšuje odpařování až na několik litrů potu denně. Je to jediný možný způsob výdeje tepla, je-li teplota okolí vyšší než teplota těla. [14], [16]

Poměr mezi jednotlivými mechanismy, které realizují ztráty tepla, je variabilní, a to především podle teploty prostředí. Při nižších teplotách prostředí se uplatňuje především radiace, při vyšších evaporace.

## **2.4 Regulace tělesné teploty**

Po přestoupení hranic teplotní pohody nastupuje proces termoregulace. Teplota se pak udržuje zpětnovazebným mechanismem, jehož řídicí centrum je v hypotalamu. Pro správnou funkci systému je nutná přítomnost detektorů teploty, kterými jsou termoreceptory pro teplo a chlad. Při regulaci tělesné teploty dochází k jejímu snižování nebo zvyšování [13], [16]. Oba děje jsou charakterizovány různými fyziologickými jevy (viz níže).

### **Snižování tělesné teploty**

- Vazodilatace, tj. rozšíření cév: zvýšení průtoku krve povrchovou kapilární sítí. Teplo je ve větší míře předáno do kůže, odkud je pomocí radiace a konvekce odvedeno z těla.
- Pocení: při vyšších a vysokých teplotách dochází k evaporaci potu.
- Zvýšení dýchací frekvence: při dýchání se také uplatňuje princip evaporace.
- Snižování tepelné produkce: snížením metabolismu, např. omezením tělesné aktivity.

### **Zvyšování tělesné teploty**

- Vazokonstrikce, tj. zúžení arterií v periférii a tím snížení tepelných ztrát do okolí.
- Svalový třes.
- Zvýšení metabolických procesů.
- Chemická termogeneze: adrenalin a noradrenalin proudící v krvi zvyšují metabolismus buněk.

Při regulaci tělesné teploty však mohou nastat i patofyziologické stavy, například hypertermie, horečka nebo hypotermie.

Přehřátí organismu (hypertermie) je výsledek nerovnovážného stavu mezi produkcí tepla a jeho výdejem. Může vzniknout při velmi intenzivní tělesné námaze nebo

cvičením v horkém počasí. Termoregulační mechanismy nejsou schopny tuto nerovnováhu vykompenzovat a vzniká úpal. [13]

Horečka je stav, kdy v důsledku infekce vznikají v organismu látky zvané pyrogeny. Tyto látky zvyšují hodnotu hypotalamického termostatu směrem nahoru a organismus začne regulovat svou tělesnou teplotu na této nové vyšší úrovni. Zvýšená teplota má pozitivní vliv na imunitní děje. Urychluje migraci buněk, zrychluje jejich dělení a tvorbu protilátek. Proto se dnes horečka nepotlačuje, pokud netrvá příliš dlouho, nevyčerpává pacienta nebo není příliš vysoká. Dlouhodobá horečka silně vyčerpává tělo, jeho energetické zásoby, způsobuje dehydrataci a může znamenat reálně riziko pro stabilitu vnitřního prostředí. [16]

Podchlazení (hypotermie) je způsobeno nedostatečnou produkcí tepla nebo jeho nadměrnými ztrátami. Hypotermie nastává, klesne-li teplota jádra pod 35 °C. Při dlouhodobějším poklesu teploty organismu přibližně na 30 °C upadá pacient do bezvědomí.

*Tabulka 2.1 – Kategorie tělesné teploty.*

hypotermie	34–36 °C
normální	36–37 °C
subfebrilní	37–38 °C
febrilní	38–40 °C
hyperpyrexie	40–41 °C

Zdroj: Propedeutika vnitřního lékařství [7]

## 3 Měření tělesné teploty

Teplota je fyzikální veličina, která popisuje stav organismu jako biologického systému. Měření teploty je jeden ze základních kroků úspěšné léčby zánětlivých i nezánnětlivých onemocnění. Např. kolísání teploty může být indikátorem blížícího se onemocnění. K nejstaršímu a nejjednoduššímu detektoru horečky patří termoreceptory na dlani. Použijeme-li vlastní dlaň jako detektor tak, že ji přiložíme na čelo vyšetřovaného, můžeme tak rozeznat drobný rozdíl mezi svou a pacientovou teplotou. Toto posouzení je však pouze subjektivní, neurčí přesnou hodnotu teploty. V dnešní době je mnoho možností, jak měřit tělesnou teplotu.

### 3.1 Rozdělení lékařských teploměrů

Lékařské teploměry patří mezi stanovená měřidla a platí pro ně tedy zvláštní předpisy. Stanovenými měřidly jsou taková měřidla, která Ministerstvo průmyslu a obchodu stanoví k povinnému ověřování s ohledem na jejich význam. Ověřením stanoveného měřidla se kontroluje, zda stanovené měřidlo splňuje požadované metrologické vlastnosti. Ověřené stanovené měřidlo opatří Český metrologický institut (ČMI) nebo autorizované metrologické středisko úřední značkou nebo vydá ověřovací list. Pro lékařské teploměry to znamená, že musí být opatřeny ochrannou značkou a každé dva roky musí být ověřovány jejich metrologické vlastnosti. Pro skleněné teploměry platí výjimka, protože mají doživotní záruku stejného měření a nemusí být proto tedy pravidelně kontrolovány. [23]

Pro měření tělesné teploty můžeme teploměry rozdělit podle způsobu kontaktu s organismem na invazivní, kdy je vlastní snímač zaveden do organismu, a neinvazivní. Neinvazivní můžeme dále rozdělit na kontaktní a bezkontaktní podle toho, zda snímač musí či nemusí být v přímém kontaktu s měřeným objektem. Kontaktní můžeme dále rozdělit na fyzikální a elektronické.

#### 3.1.1 Kontaktní teploměry

Pro kontaktní měření tělesné teploty je charakteristické, že čidlo (neboli detektor) je v přímém mechanickém kontaktu s měřenou tkání. Přímý kontakt senzoru umožňuje převzít měřené hmotě (tkáni) část její tepelné energie a v důsledku toho změnit své fyzikální vlastnosti, které pak mohou být vhodným způsobem identifikovány. [6]

##### 3.1.1.1 Dilatační teploměr

Tento způsob měření teploty patří mezi nejstarší a velice přesné metody. V současné době jsou nejčastěji používanými dilatačními teploměry teploměry



kapalinové. Kapalina je umístěna v rezervoáru, odkud vlivem zvyšující se teploty je vytlačována do silnostěnné kapiláry. Nejznámější je lékařský rtuťový teploměr, který existuje ve dvou variantách. Tzv. maximální teploměr, který na stupnici zaznamenává nejvyšší dosaženou teplotu a typ zvaný rychloběžka, který měří okamžitou teplotu, a to za podstatně kratší čas ve srovnání s maximálním teploměrem. U maximálního teploměru je doba ustálení 3-5 minut. U maximálního teploměru je kapilára hned při výstupu z rezervoáru zúžena a rtuť se tedy po ochlazení nemůže samovolně vrátit do rezervoáru a zůstává na maximální dosažené teplotě. Rtuť je nutno před dalším použitím setřepat. Citlivost rtuťového teploměru je tím vyšší, čím větší je objem rezervoáru a menší poloměr kapiláry. Přesnost měření lékařského rtuťového teploměru je na desetiny stupně. [14]

V dnešní době je prodej rtuťových teploměrů z důvodu bezpečnosti zakázán: *„Evropský parlament a Rada s cílem minimalizovat uvolňování rtuti do životního prostředí prostřednictvím postupné vyřazování měřicích zařízení obsahujících rtuť vydali Směrnici 2007/51/ES ze dne 25. září 2007, kterou se mění směrnice Rady 76/769/EHS, pokud jde o omezení uvádění na trh určitých měřicích zařízení obsahujících rtuť. Podle uvedeného legislativního předpisu se od 3. dubna 2009 v členských státech Evropské unie nesmí uvádět na trh rtuť v teploměrech na určování tělesné teploty, jakož i v dalších měřicích zařízeních určených k prodeji široké veřejnosti. Zákaz, který nabyl účinnosti 3. dubna 2009, se vztahuje pouze na ty měřicí přístroje, které jsou určeny k prodeji široké veřejnosti.“* [24] Proto se dnes ve skleněných teploměrech používají místo rtuti jiné netoxické tekuté kovy. Používá se galium, galinstan nebo líh. Problém u těchto teploměrů je s jejich skleпáváním. Tyto kovy mají na rozdíl od rtuti hranaté krystaly, příliš velkou přilnavost kapaliny ke stěně trubičky teploměru a poloviční hustotu kapaliny ( $6,44 \text{ g/cm}^3$ ), a proto se těžce skleпávají. Používají se různá skleпávací zařízení nebo se skleпávají i přesto ručně. [22]

Bimetalové teploměry jsou založeny také na teplotní délkové roztažnosti. Tyto teploměry využívají deformace pásku vzniklého spojením dvou kovů o různém koeficientu délkové roztažnosti. Teplotní deformaci pásku je možno mechanicky převést na stupnici, ale běžnější využití těchto teploměrů je jako teplotních spínačů či ochran do různých přístrojů. [14]

### **3.1.1.2 Digitální teploměr**

Digitální teploměry postupně nahrazují skleněné rtuťové teploměry. Tyto teploměry využívají vlastností termistoru pro měření teploty nepřímou. Měření pomocí termistoru je založeno na závislosti elektrického odporu polovodiče na teplotě, kdy s rostoucí teplotou roste hustota volných elektronů, což má za následek pokles odporu. Výhodou těchto teploměrů oproti skleněným teploměrům je kratší doba změření teploty.

Doba nutná pro změření je obvykle do jedné minuty. Některé elektronické teploměry mohou mít ohřev hrotu sondy, což snižuje chladicí účinek teploměru na tkáň. [8], [14]

### **3.1.1.3 Chemické teploměry**

Chemické teploměry jsou kontaktní teploměry založené na změně typu fáze, sestávající z matice teplotně citlivých teček. Každá tečka je malá dutina v plastovém pásu, která obsahuje směs chemické látky zapečetěné na místě čirého filmu, který změní barvu při určité teplotě v závislosti na teplotě tání chemikálií. Tyto chemické látky jsou míchány tak, že každá tečka mění barvu při teplotě o 0,1 °C vyšší než předcházející tečka, což umožňuje čtení teploty z číselné stupnice. [7]

### **3.1.2 Infračervené teploměry**

Bezkontaktní měření teploty je měření povrchové teploty těles na základě vysílaného infračerveného záření tělesem (povrchem těla) a přijímané senzorem (detektorem). Všechna tělesa, jejichž teplota je vyšší než absolutní nula (0 K), generují elektromagnetické vlnění, jehož spektrum závisí na vlastnostech tělesa a jeho teplotě. Detekcí infračerveného záření máme možnost stanovit teplotu tkáně bez přímého kontaktu s detektorem a eliminovat tak negativní důsledky spojené s kontaktní detekcí. Měříme-li teplotu tělesa bezkontaktně, měřicí soustava se bude skládat z měřeného objektu, okolního prostředí, optické soustavy (která je nutná k zaostření přijímaného záření na senzoru) a ze senzoru infračerveného záření. Infračervenými teploměry (IR teploměry) lze měřit pouze povrchovou teplotu, vzhledem k tomu, že transparence lidské tkáně pro infračervené záření je jen velmi malá. Určování teploty tělesného jádra je naopak doménou pro kontaktní teploměry. [6]

Bezkontaktní teploměry jsou ideální variantou pro měření teploty dětí a neklidných pacientů. Měří rychle v řádu několika sekund a vyhovují hygienickým zásadám. Dalšími hlavními výhodami bezkontaktního měření teploty je zanedbatelný vliv měřicí techniky na měřený objekt, měření pohybujících se objektů, měření teploty z bezpečné vzdálenosti, možnost měření velmi rychlých změn teploty a možnost měřit a dále číselnicově zpracovávat teploty celého povrchu měřeného objektu (termografie, termovize). Lze jimi měřit na čele, v oblasti spánku, v podpaží či v oblasti břicha. Některé teploměry umožňují nastavit mód pro měření teploty různých těles (např. lahvičky mléka). K nevýhodám bezdotykového měření teploty patří nejistoty měření způsobené neznalostí správné hodnoty emisivity povrchu tělesa, nejistoty měření způsobené neznalostí správné hodnoty prostupnosti prostředí mezi čidlem a objektem a nejistoty měření způsobené nepřesnou korekcí parazitního odraženého záření z okolního prostředí na měřený objekt. Pro přesnost měření je důležité dodržovat doporučení výrobce, z jaké vzdálenosti lze správně měřit. [12]

Podle ČMI dokumentu pro elektronické teploměry lékařské zpracovaného na základě norem ČSN EN 12470 [27] mají elektronické infračervené ušní teploměry v části měřicího intervalu od 36,0 °C do 39,0 °C největší dovolenou chybu  $\pm 0,2$  °C, mimo uvedenou část měřicího intervalu nebo mimo rozsah pracovních podmínek mají největší dovolenou chybu  $\pm 0,3$  °C. Infračervené kožní teploměry mají největší dovolenou chybu v celém rozsahu pracovních podmínek a v celém měřicím intervalu  $\pm 0,3$  °C.

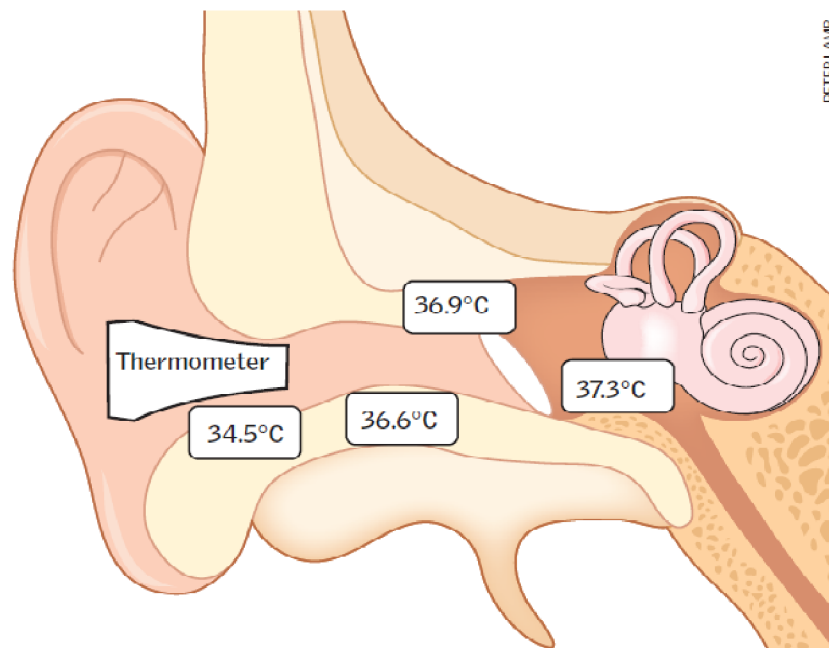
Většina teploměrů tohoto typu měří teplotu v ušním kanálu (infračervené ušní teploměry). Ale jsou k dispozici i teploměry, které měří teplotu spánkové tepny. Teplota je pak měřena na pokožce hlavy (infračervené čelní teploměry). [20]

### 3.1.2.1 Infračervený ušní teploměr

Ušní teploměry detekují infračervené záření emitované z vnějšího zvukovodu a z ušního bubínku. Často se velký počet měření provádí k rychlému výpočtu teploty ve zvukovodu. Ušní bubínek byl zpočátku přijat jako místo měření, protože jeho krevní zásobení z vnitřní krkavice by mělo odrážet teplotu v hypotalamu, který reguluje tělesnou teplotu. Nicméně prokrvení je složitější, než to, jak vnější krkavice dodává krev ušnímu bubínku. Dále mechanismus, kterým je tělesná teplota řízena, není nezbytně spojen s teplotou hypotalamu samotného. [8]

Tepelná energie naměřená sondou teploměru závisí na anatomii ucha, konstrukci teploměru a na umístění sondy v uchu. [20] Pro správné měření je nutné správné zavedení sondy, viz obrázek (Obrázek 3.1). Tahem za ušní boltec směrem nahoru dojde k napřímení zvukovodu a vlnovodem bude procházet požadované tepelné záření bubínku. Výrobci teploměru doporučují měřit teplotu stále ve stejném uchu (levém či pravém) z důvodu jejich možné rozdílnosti a u pacientů, kteří na daném uchu leželi, vyčkat před měřením alespoň 10 minut pro ustálení teploty. [15]

Sonda teploměru, která není přímo v kontaktu s bubínkem, obsahuje optické senzory, obvykle termočlánky nebo odporové bolometry (elektronická zařízení, která konvertují tepelnou energii na energii elektrickou), které mohou detekovat infračervené záření. Tepelné záření bubínku je k detektoru přivedeno vlnovodem ve tvaru tenké trubičky o šířce cca 3 mm s pozlaceným vnitřním povrchem (zlato má velmi malou pohltivost). Úbytek nebo změna napětí na detektoru je pomocí A/D převodníku převeden na číslicový signál, který je následně vyhodnocen s využitím vestavěné kalibrační křivky. Na LCD displeji je poté zobrazena naměřená teplota. Při měření se většinou používají jednorázové plastové krytky sondy pro dosažení větší přesnosti měření. Krytka se používá také pro udržení sondy čisté a pro kontrolu přenosu infekce. Není-li využívána jednorázová plastová krytka, musí být sonda čištěna vlhkým ubrouskem spolu s dezinfekčním roztokem, např. 70 % roztokem etanolu. [8], [15]



Obrázek 3.1 – Teplotní profil ušního kanálu, převzato z *Best practice in the measurement of body temperature* [8].

### 3.1.2.2 Infračervený čelní teploměr

Čelní teploměry měří teplotu na povrchu čela a v jeho okolí. Teploměr měří infračervené záření generované ze spánkové tepny. Teploměrem se pohybuje od čela ke spánku přes spánkovou tepnu. Jsou hledány maximální hodnoty. Algoritmus pak vypočítá teplotu během několika vteřin. Tyto algoritmy jsou založeny na údajích z klinických studií, a proto se mezi výrobci liší. Pro vymezení měřené oblasti jsou infračervené teploměry často vybaveny laserovým zaměřovačem, který uživateli umožní zacílit měřenou oblast mnohem rychleji a přesněji. Díky tomuto zaměřování může být teplota měřena například spícímu dítěti v noci během spánku nebo neklidnému pacientovi. Bezkontaktní teploměry nepřicházejí do přímého kontaktu s pacientem a tím pádem je redukováno riziko přenosu infekce. Výrobci obecně doporučují čištění sondy teploměru vlhkým ubrouskem spolu s dezinfekčním roztokem, např. 70 % roztokem etanolu, což snižuje už tak nízké provozní náklady infračerveného teploměru. [8]

Bezkontaktní infračervený teploměr se zdá být jako slibná alternativa měření teploty pro screeningová měření (např. při měření teploty na letištích jako prevence mezinárodního přenosu nemocí) nebo pro záznamy teploty u dětí, protože tato metoda je rychlá, neinvazivní, nevyžadující sterilizaci a není na jedno použití. [4]

### 3.1.2.3 Kalibrace IR teploměru

Aby se dosáhlo i jen malé přesnosti měření, je třeba radiační teploměr individuálně kalibrovat. Nejlepší metodou pro kalibraci je použití simulátoru absolutně černého

tělesa, což je izotermicky zahřátá dutina s relativně malým otvorem, na který je zaměřen radiační teploměr. Jako referenční teplota se využívá termočlánek nebo odporový teploměr uvnitř dutiny. Pro vyšší teploty se jako reference používají wolframové lampy. K dosažení izotermického prostředí kolem dutiny se používají podle rozsahu teplot – lázeň s pomíchanou vodou, hliníkové jádro nebo ocelové jádro. Další možností kalibrace je použití referenčního pyrometru, o kterém víme, že je přesně kalibrován. Podle něj se seřizuje výstup kalibrovaného přístroje, až jsou oba výstupy shodné. [21]

Pro správné zjištění emisivity zkoumaného předmětu se využívají černé maskovací pásy o známé emisivitě, které se umístí na povrch objektu. Na teploměru se nastaví hodnota známé emisivity pásy, změří se teplota pásy a poté se změří teplota samotného předmětu. Poté nastavujeme hodnotu emisivity, dokud nebude na teploměru shodná teplota jako při měření maskovací pásy. [21]

## **3.2 Měření tělesné teploty ve FN Brno**

Prostudovali jsme problematiku měření teploty těla na interní gastroenterologické klinice (IGEK) ve Fakultní nemocnici Brno. Na této klinice je běžně v průměru kolem 60 – 70 lůžkových pacientů. Tělesnou teplotu jim měří zdravotní sestry standardně 2x denně ve stejnou dobu, a to vždy ráno a večer. Pokud má pacient zvýšenou teplotu nad určitou mez nebo se léky podávají v závislosti na tělesné teplotě, měří se jim teplota častěji podle potřeby, např. každou hodinu. Každá naměřená teplota je zaznamenána do karty pacienta. Při nástupu na kliniku je každému pacientovi přidělen vlastní teploměr, kterým je mu po dobu jeho hospitalizace měřena tělesná teplota. Při odchodu pacienta z kliniky je teploměr opět vrácen a může být přidělen jinému pacientovi. Nepoužívají se zde již k měření z důvodu zákazu prodeje (2009) rtuťové teploměry. Namísto nich se na IGEK používají bezrtuťové teploměry od firmy Exatherm a elektronické teploměry METRIC 302 (Cemio Switzerland AG, Switzerland), (model DT-01B). Měření teploty probíhá v podpaží (axile). Při použití bezrtuťového teploměru je teplota změřena za 5 – 7 minut, při použití elektronického teploměru do 2 minut. U bezrtuťových teploměru si zdravotní sestry stěžovaly na problém s jejich sklepním. Při současném použití většího počtu bezrtuťových teploměru se pro sklepní využívá sklepní pouzdro nebo elektronické sklepní zařízení pro více teploměru současně. Z důvodu špatného sklepní bezrtuťových teploměru a z důvodu rychlejšího měření jsou zde více využívány elektronické teploměry. Ovšem spolehlivost těchto elektronických teploměru podle sester není úplně ideální, především díky chybám způsobeným špatným kontaktem čidla teploměru s tělem pacienta. Sestrám se nejvíce osvědčily teploměry rtuťové, které šly dobře sklepnat, byly spolehlivé a dobře čitelné. Pro kliniku byly zakoupeny i 4 bezkontaktní teploměry NC 100 (Microlife AG, Switzerland), ale

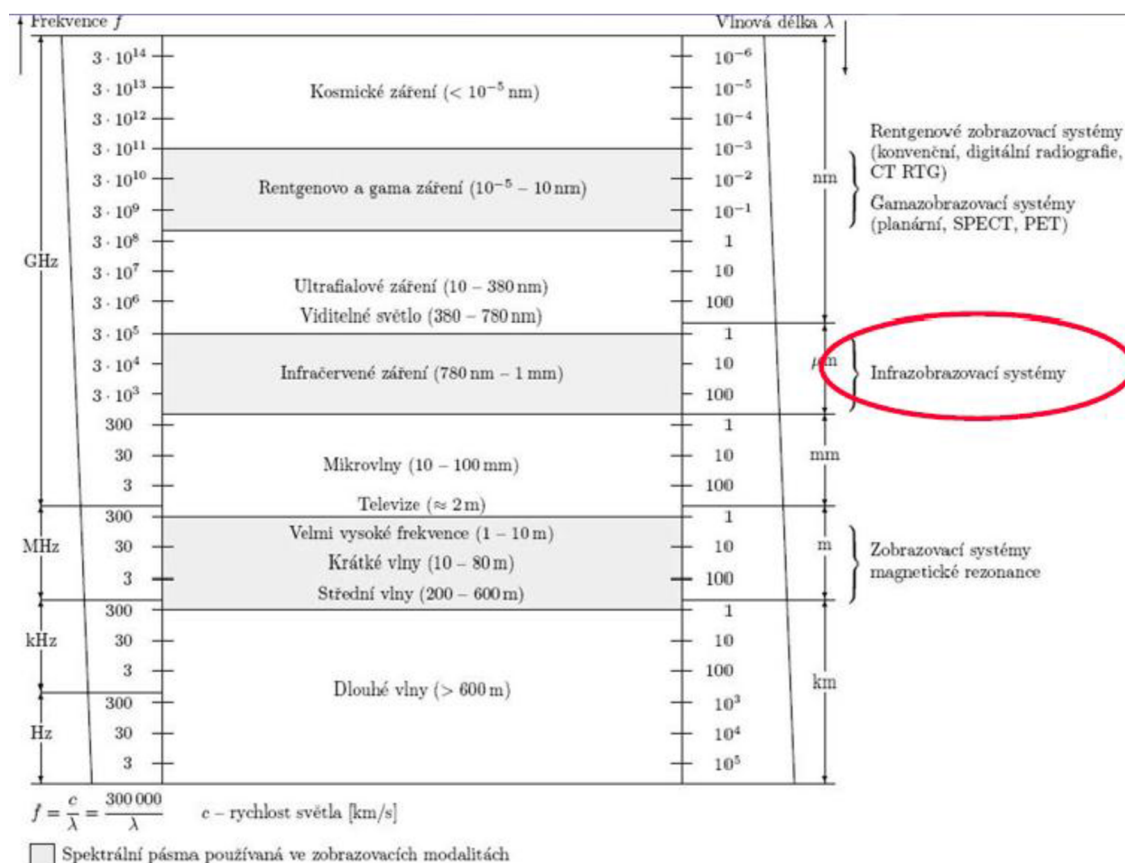
z důvodu pochybností o správném měření tělesné teploty byl jejich provoz omezen a tělesná teplota s nimi zde měřena není.

Výše uvedené bezrtuťové teploměry měří teplotu v rozsahu 34,0 – 42,0 °C s přesností  $\pm 0,1$  °C, elektronické teploměry měří v rozsahu 32,0 – 42,0 °C s přesností  $\pm 0,1$  °C. Všechny tyto elektronické teploměry jsou zde v provozu od června 2014, kdy byly ověřeny a bylo vystaveno „Potvrzení uvedení SM (stanoveného měřidla) do použití“ s výsledkem, že vyhovují zadaným kritériím a je tedy možné je používat pro měření tělesné teploty. Tato platnost trvá do prosince roku 2016. Záruka měření s předepsanou přesností trvá u skleněných teploměrů až do jejich rozbití, ostatní teploměry musí být každé 2 roky kalibrovány. Kalibrace je finančně nákladná, proto se většinou po 2 letech kupují teploměry nové. Kontrolu a zajištění kalibrace provádí metrolog FN Bohunice.

# 4 Teorie bezkontaktního měření teploty

## 4.1 Infračervené záření

Infračervené záření (IR záření) bylo objeveno německým astronomem Williamem Herschelem v roce 1800. Infračerveným zářením, kterým se zabýváme v bezkontaktním měření teploty, zabírá pouze malou část celého spektra elektromagnetického záření, a to vlnové délky 0,75  $\mu\text{m}$  až 1 mm. Tato oblast bývá většinou dále rozdělena na několik podoblastí dle vlnové délky, viz tabulka (Tabulka 4.1). Toto rozdělení však není mezinárodně normalizováno, lze se proto v literatuře setkat i s jiným dělením [10]. V infračervené termometrii se běžně využívá záření o délce 0,7 – 14  $\mu\text{m}$ . [21]



Obrázek 4.1 – Elektromagnetické spektrum, převzato z *Infra-zobrazovací (IR ZS) systémy* [25].

Tabulka 4.1 – Rozdělení infračerveného spektra.

Infračervená oblast	$\lambda$ [ $\mu\text{m}$ ]	
	od	do
blízká	0,75	3
střední	3	5
vzdálená	5	15
velmi vzdálená	15	1000

Zdroj: Netelevizní zobrazovací systémy [9]

## 4.2 Černé těleso, emisivita

Černé těleso je takové těleso, které dokonale pohlcuje veškeré dopadající elektromagnetické záření nezávisle na úhlu dopadu a vlnové délce a které zároveň při každé vlnové délce vyzařuje maximální energii bez ohledu na použitý materiál. Simulace černého tělesa se obvykle provádí tzv. dutinovým zářičem s reflexním, difuzním nebo difuzně reflexním povrchem. Podle černého zářiče se kalibrují všechny typy pyrometrů. [12]

Poměr vyzařování tepelného zářiče k vyzařování absolutně černého tělesa při téže teplotě se nazývá emisivita  $\varepsilon$  [-]. Emisivita tak tedy vyjadřuje číselně zhoršení vyzařovacích vlastností zdroje ve srovnání s absolutně černým tělesem. Emisivita nabývá hodnot od 0 do 1, přičemž emisivita absolutně černého tělesa  $\varepsilon = 1$ . Emisivitu povrchu tělesa je důležité znát při bezdotykovém měření teploty. Emisivita závisí na typu materiálu zdroje, dále na vlastnostech povrchu zdroje, vlnové délce, teplotě materiálu a směru vyzařování. Tepelné zářiče lze rozdělit podle spektrální závislosti emisivity na:

- **Absolutně černé těleso** – pro které je emisivita na všech vlnových délkách rovna 1.
- **Šedá tělesa** – jejichž  $\varepsilon$  je menší než 1, ale konstantní pro všechny vlnové délky.
- **Selektivní zářiče** – pro které se  $\varepsilon$  mění v závislosti na vlnové délce. Většina reálných materiálů vykazuje vlastnosti selektivních zářičů a jejich emisivita se pohybuje v rozmezí 0,90 – 0,95. [9]



## 4.3 Zákony záření

Dopadající záření může být absorbováno, odraženo nebo může objektem procházet. Má-li objekt konstantní teplotu, musí být výkon absorbovaného a emitovaného záření v rovnováze. Není-li tomu tak, těleso se ochlazuje nebo zahřívá. [9]

### Stefan-Bolzmannův zákon

Infračervené záření vyzařuje každé těleso, které má teplotu vyšší než absolutní nula (0 K). Stefan-Bolzmannův zákon nám udává intenzitu vyzařování pro danou teplotu v celém rozsahu vlnových délek.

$$M_0 = \sigma T^4, \quad (4.1)$$

kde  $\sigma$  je Stefanova-Bolzmanna konstanta, která má hodnotu  $5,6697 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ . [12]

Pro nedokonalé zářiče, které se také označují jako šedé povrchy, pak platí vztah [17]:

$$M_0 = \varepsilon \sigma T^4, \quad (4.2)$$

kde  $\varepsilon$  je emisivita zářiče.

### Planckův vyzařovací zákon

Zdroje elektromagnetického záření vyzařují svou energii po kvantech. Na základě kvantové teorie a v souladu se zákony pravděpodobnosti odvodil Planck vyzařovací zákon, který říká, že záření o frekvenci  $f$  může být vyzařováno nebo pohlcováno pouze po kvantech energie o velikosti  $E = hf$ , kde  $h$  představuje Planckovu konstantu, která má hodnotu  $h = (6,6256 \pm 0,0005) \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$ . [12] Tento zákon lze matematicky vyjádřit vztahem [17]:

$$E_{0\lambda} = \frac{c_1 \cdot \lambda^{-5}}{e^{\left(\frac{c_2}{\lambda T}\right)} - 1}, \quad (4.3)$$

kde

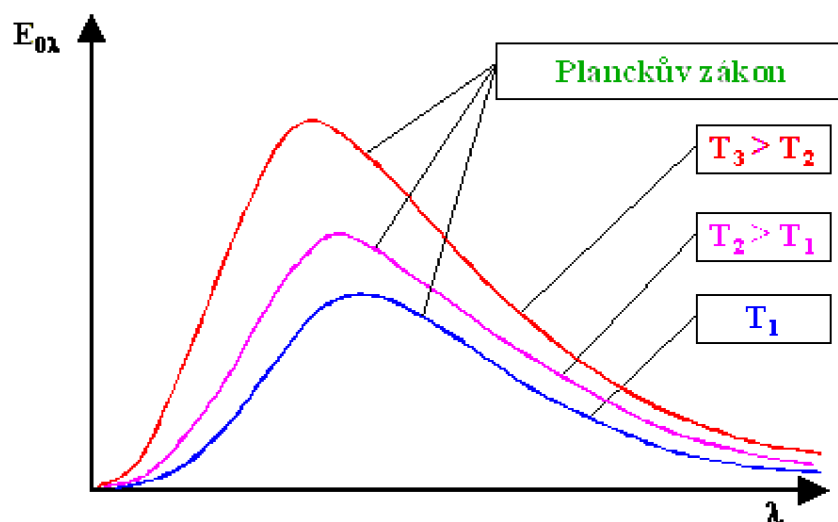
$E_{0\lambda}$  – spektrální hustota zářivého toku černých objektů do poloprostoru,

$T$  – teplota objektu,

$\lambda$  – vlnová délka záření,

$c_1 = 3,74 \cdot 10^{-16} \text{ W} \cdot \text{m}^2$ ,

$c_2 = 1,44 \cdot 10^{-2} \text{ K} \cdot \text{m}$ .



Obrázek 4.2 – Spektrální hustota zářivého toku dokonale černého tělesa v závislosti na vlnové délce záření a teplotě zářiče, převzato z *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* [17].

Z obrázku (Obrázek 4.2) vyplývá, že se zvětšující se teplotou zdroje se zvětšuje spektrální hustota zářivého toku dokonale černého tělesa a maximální hodnota spektrální hustoty zářivého toku se posouvá ke kratším vlnovým délkám. [17]

### Wienův zákon posuvu

Maximální hodnota spektrální hustoty zářivého toku se s rostoucí teplotou posouvá ke kratším vlnovým délkám. [17]

$$\lambda_{max} \cdot T = 2,8978 \cdot 10^{-3} \text{ mK}, \quad (4.4)$$

kde  $\lambda_{max}$  je maximální vlnová délka pro vyzařování.

### První Kirchhoffův zákon

Zabývá se interakcí záření s objektem a udává, že součet reflektance  $r$ , absorpance  $a$  a transmitance  $t$  daného objektu je vždy roven jedné [17]:

$$r + a + t = 1. \quad (4.5)$$

### Druhý Kirchhoffův zákon

Říká, že objekt je tak dokonalým zářičem, jak dovede záření pohlcovat, a tedy platí [17]:

$$\varepsilon = a. \quad (4.6)$$

## 4.4 Infračervené záření vyzařované lidským tělem

Neochlupený suchý rovinný povrch lidského těla se ve spektrální oblasti nad 6  $\mu\text{m}$  chová jako téměř dokonalé černé těleso, nezávisle na barvě pokožky. Je ho však nutno pro velmi přesná měření považovat za šedý zářič s  $\varepsilon = 0,98$  až  $0,99$ . Jako selektivní zářič se lidské tělo chová ve spektrálním intervalu 3 až 6  $\mu\text{m}$ . Pro vlnové délky kratší než 3  $\mu\text{m}$  je povrch kůže částečně transparentní. Lidská pokožka není ideální Lambertovský zářič. Tuto skutečnost je v praxi nutné brát v úvahu, svírá-li povrch kůže s optickou osou IR ZS úhel větší než 35 až 40°. [9]

### Vnitřní faktory generace a detekce povrchového teplotního reliéfu člověka

Základem živé hmoty je látková a energetická výměna. Organismus získává energii rozkladem tuků, sacharidů a bílkovin, kterou využívá k činnosti orgánů, svalové práci a udržení stálé teploty tělesného jádra. Teplo je produkováno neustále, a proto je-li ho tvořeno více než je zapotřebí, musí mít organismus schopnost část tepla odvádět. Naopak je-li ho nedostatek, musí mít schopnost zvýšit tvorbu tepla. Regulace ztrát tepla je tvořena tzv. fyzikální termoregulací (kondukcí, konvekcí, evaporací) a regulace tvorby tepla tzv. chemickou termoregulací (tvorba metabolického tepla). Velikost povrchové teploty je tedy u živého organismu ovlivněna individuálními vlastnostmi vegetativního a centrálně nervového systému a vlastnostmi a funkcí žláz s vnitřní sekrecí. Mezi individuální fyziologické nebo patologické změny ovlivňující povrchový teplotní reliéf patří např.: vrozené cévní anomálie, narušení průměru cév, poruchy krevního oběhu, poruchy venózního průtoku, místní změny produkce tepla, změny v tepelné vodivosti a další. [9]

### Vnější faktory generace a detekce povrchového teplotního reliéfu člověka

Pro vlastnosti snímaného povrchu – kůži platí, že nad 6  $\mu\text{m}$  je koeficient emisivity suchého neochlupeného rovinného povrchu 0,98 až 0,99. Lidská kůže není v tomto spektrálním intervalu pro IR transparentní, lze ji proto považovat za matný materiál s koeficientem reflexe

$$\rho = 1 - \varepsilon. \quad (4.7)$$

I když je hodnota reflexe  $\rho$  velmi malá (1 až 2 %), může do značné míry ovlivnit obraz povrchového teplotního reliéfu kůže. Při zkoumání topologie snímaného povrchu vzhledem k optické ose IR ZS bylo zjištěno, že lidská pokožka není ideální Lambertovský zářič. Pro praktické aplikace je chyba vyhodnocení povrchové teploty

významná při úhlu  $\alpha \geq 45^\circ$ , kdy dosahuje cca 0,5 až 0,8 °C. Teplota vnějšího prostředí má pro lékařskou termografii mimořádný význam. Organismus se může nacházet ve třech teplotních oblastech:

- neutrální prostředí
- chladné prostředí
- teplé prostředí.

V neutrálním prostředí se výrazně nestimulují autoregulační mechanismy organismu, organismus má nejnižší úroveň metabolismu. Pro obnaženého člověka je při cca 30 °C a proudění vzduchu menším než  $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Chladné prostředí stimuluje chladové termoreceptory, nastává vasokonstrikce. Kontrast povrchového teplotního reliéfu je maximální při teplotě prostředí cca 18 – 22 °C. V teplém prostředí nad 30 °C se stimulují termoreceptory tepla, kožní cirkulace je vydatná následkem vasodilatace. Pokud nestačí takto zvýšený odvod tepla, nastává intenzivní pocení spojené s evaporací, které způsobuje změnu emisivity povrchu kůže a znehodnocuje tak obraz povrchového teplotního reliéfu. Vnější zdroje infračerveného záření a radiace pozadí mohou mít vliv buď přímý (zářivý tok dopadá přímo na detektor IR ZS) nebo nepřímý (zářivý tok je reflektován povrchem kůže a následně detekován). Proudění vzduchu ovlivňuje ztrátu tepla z povrchu, tím pádem i výsledný povrchový teplotní reliéf. Je-li snímáný objekt bez pohybu, ustálí se kolem povrchu těla vzdušná obalová vrstva, která těsně obklopuje kůži. Od povrchu kůže je ve vzdálenosti 1 – 2 cm dosaženo teploty okolního prostředí. Dojde-li vlivem umělého proudění vzduchu k místnímu narušení vzdušné obalové vrstvy, dojde v daném místě ke změně tepelné zátěže a k narušení ustáleného teplotního reliéfu kůže. Jsou-li však dodrženy při vyšetření klidové podmínky, teplotní reliéf není prakticky narušen. Při snímání povrchového teplotního reliéfu je potřeba dále dodržet, aby vlhkost vzduchu nepřekročila 70 % a aby byla zajištěna dostatečně dlouhá aklimatizační doba (cca 20 minut). I přesto však mohou vzniknout artefakty vlivem topologie cévního řečiště, složení a krevní perfuze tkáňových vrstev, změn emisivity (make up, pot, krém atd.), jakýchkoliv vnějších fyzikálních stimulů (chlad, teplo, tlak atd.), chemických stimulů (farmaka ovlivňující metabolismus, hormonální soustavu, nervovou soustavu, psychofarmaka atd.) a psychických stimulů (bolest, stres atd.). [9]

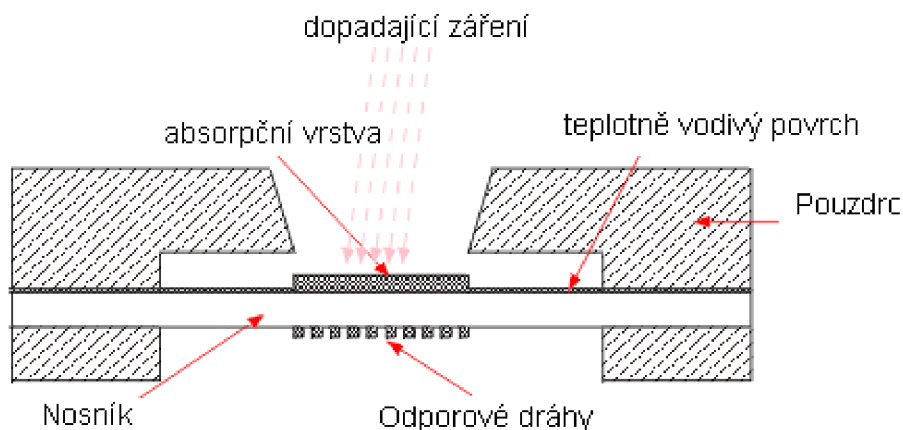
## 4.5 Detektory infračerveného záření

Detektor převádí dopadající IR záření na jinou formu energie, většinou na analogový elektrický signál, který je pak dále zpracováván. Detektory rozdělujeme z hlediska principů detekce na dva základní typy: tepelné a fotonové.

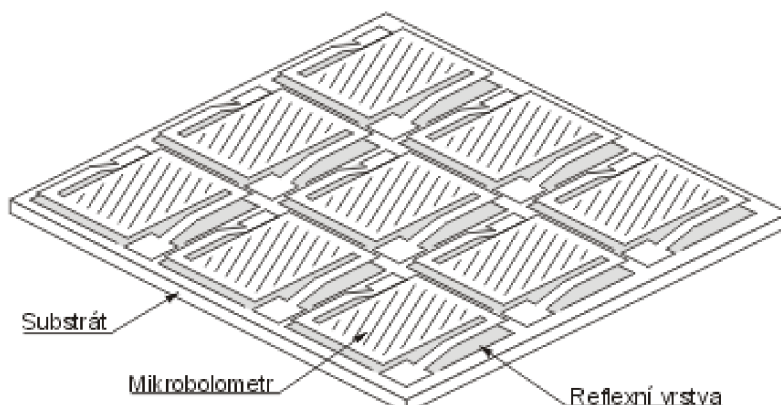
## Tepelné detektory

Tyto detektory jsou konstruovány tak, aby vykazovaly vlastnosti černého tělesa. Dopadající infračervené záření je pohlcováno černým povrchem. Dopadající zářivý tok způsobuje zvýšení teploty detektoru. Čas potřebný k ustálení termodynamické rovnováhy (časová konstanta) je několik milisekund *ms*. Tepelné detektory jsou širokopásmové.

Nejpoužívanější detektory jsou bolometrické detektory. Elektrický odpor bolometru se mění v závislosti na zvýšení teploty materiálu. Charakteristická veličina určující vlastnosti detektoru je teplotní součinitel odporu. Pro dosažení co nejlepší odezvy detektoru je třeba vysoká tepelná vodivost a co nejmenší tepelná kapacita. Bolometr musí být tepelně izolován od svého okolí, aby byla změna teploty bolometru způsobena pouze absorbovaným zářením. Příkladem je tzv. mikrobolometr. Mikrobolometrické pole, což je velké množství mikrobolometrů rozmístěných do 2D pole, je dnes nejčastějším typem detektoru u termokamer. [9], [17]



Obrázek 4.3 – Konstrukční řešení bolometru, převzato z *Metody pro zpracování termovizních snímků s detekcí stanovené oblasti obličeje* [11].



Obrázek 4.4 – Mozaikový mikrobolometrický detektor, převzato z *Metody pro zpracování termovizních snímků s detekcí stanovené oblasti obličeje* [11].

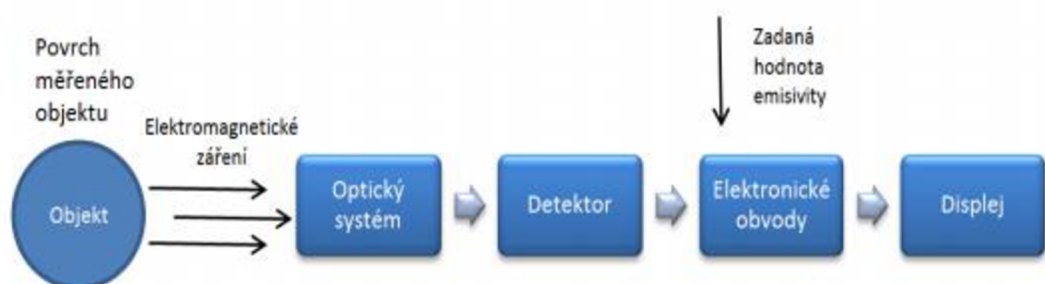
## Fotonové detektory

Fotonové detektory pracují na principu vnitřního fotoelektrického jevu, kdy foton předá veškerou svoji energii elektronu ve valenčním pásmu. Je-li tato energie dostatečně velká pro překonání zakázaného pásma, daný elektron přeskočí zakázané pásmo a dostává se do vodivostního pásma. Následně vzniklé páry elektron-díra, které vznikly díky předané energii, snižují elektrický odpor materiálu. Minimální energie, která je potřeba pro přechod elektronu do vodivostního pásma, závisí na šířce zakázaného pásma. Fotonové detektory jsou výrazně citlivější než tepelné detektory, jsou úzkopásmové a vyžadují chlazení, což je jejich nevýhoda. Použitý detektor musí mít malé šířky zakázaných pásem, protože fotony IR záření mají poměrně nízkou energii (0,1 – 1,0 eV), čemuž musí být přizpůsoben polovodičový materiál detektoru. Mezi nejčastěji používané patří *PbS*, *PbSe*, *InSb*, *Si/As*, *Si/In*, *Si/Ga*, *Si/P*. [9], [17]

## 4.6 Pyrometrie

### 4.6.1 Pyrometry

Dnes definujeme pyrometry jako veškeré bezdotykové přístroje, které zachycují a měří termální radiaci emitovanou zkoumaným objektem za účelem zjištění teploty jeho povrchu. Pyrometry měří teplotu pouze bodově. Pyrometr se skládá z optické soustavy, detektoru a elektronických obvodů. Optický systém soustřeďuje vyzařovanou energii ze zkoumaného objektu na detektor, který je citlivý na radiaci. Výstupní hodnota detektoru je použita k vypočítání teploty objektu. Infračervené termometry (pyrometry) tvoří podskupinu pyrometrů měřících energii na vlnové délce 0,7 – 20  $\mu\text{m}$ .



Obrázek 4.5 – Uspořádání pyrometru, převzato z *Metodika bezkontaktního měření teploty* [18].

#### 4.6.1.1 Úhrnné pyrometry

Úhrnné pyrometry jsou někdy označovány jako radiační pyrometry a jsou to měřicí přístroje, které vyhodnocují tepelné záření v celém spektru vlnových délek. K vyhodnocení proto využívají pouze tepelné detektory. Zářivý tok se zaostřuje na

detektor pomocí optického systému, který je tvořen soustavou čoček z materiálů se širokým spektrem prostupnosti nebo zrcadlem se širokým spektrem odrazivosti. [12]

#### **4.6.1.2 Monochromatické pyrometry**

Monochromatický pyrometr je spektrálně selektivní pyrometr pro nekonečně úzkou šíři vlnového pásma, tj. pro diskrétní hodnotu vlnové délky. Ve skutečnosti nelze vyrobit zcela monochromatický pyrometr, proto se vždy měří v úzkém vlnovém pásmu  $\Delta\lambda$ . Docílíme toho optikou, citlivostí kvantového detektoru a především spektrální prostupností interferenčních filtrů. [12]

#### **4.6.1.3 Pásmové pyrometry**

Pásmové pyrometry jsou spektrálně selektivní pyrometry, které měří teplotu prostřednictvím záření ve stanoveném pásmu vlnových délek. Šíře pásma je od 10 nm do jednotek mikrometru. Používají se u nich tepelné i kvantové detektory. Úzkopásmové radiační pyrometry pracují s pásmem do 1  $\mu\text{m}$ . Širokopásmové radiační pyrometry pracují s vlnovými délkami od 0,3 až do 2,5 – 20  $\mu\text{m}$ . Tyto pyrometry patří mezi nejjednodušší a zároveň nejlevnější. [12], [21]

#### **4.6.1.4 Poměrové pyrometry**

Poměrové pyrometry měří energii vyzařovanou objektem ve dvou úzkých pásmech vlnových délek a počítají poměr těchto dvou energií. Přístroje jsou také nazývány dvoubarevné radiační pyrometry. Pyrometry jsou kalibrovány při teplotě černého tělesa pro dvě různé vlnové délky a v případě, že platí vztah

$$\varepsilon_{\lambda_1} = \varepsilon_{\lambda_2}, \quad (4.8)$$

je díky tomuto principu měření nezávislé na hodnotě emisivity snímaného povrchu. [12], [21]

### **4.6.2 Termovize**

Termovize pracuje na podobných principech jako radiační pyrometry. Využívá se pro plošné zobrazení teplotních polí na povrchu těles. Při termovizi jsou využívány termokamery, které pomocí optiky, vestavěného detektoru infračerveného záření a elektroniky zobrazí na obrazovce výsledný snímek – termogram. Teplota v termogramu je v jednotlivých místech určena pomocí různých barevných odstínů nebo podle odstínů šedé barvy (pseudobarvení). Termovizní kamery nyní využívají chlazené a nechlazené maticové mikrobolometrické a kvantové (QWIP) FPA detektory. Systémy mohou být skenovací nebo neskenovací. [9], [12]

Skenovací systémy využívají skener pro lineární transformaci prostorové souřadnice na souřadnici časovou. Detekční část je tvořena jedním elementárním detektorem, který skener postupně přesouvá přes celé snímané zorné pole, nebo řádkovou maticí detektorů a skener přesouvá zorné pole matice jen v jednom směru. [9]

Neskenovací systémy využívají pro lineární transformaci prostorové souřadnice na souřadnici časovou multiplexer. Obrazový detektor je zde tvořen velkou maticí elementárních detektorů a rozlišení je dáno počtem těchto detektorů. Neobsahují skener a oproti skenovacím systémům mají lepší poměr signál/šum, tzn. lepší energetické rozlišení, kvůli delší době snímání jednoho bodu scény. [9]

Využití termokamer je velice široké. Lékařské termokamery podávají informace o fyziologické činnosti tkání. Ve zdravotnictví se využívají k odhalování a lokalizaci zánětu, k získávání informací o stavu cévního zásobení, vývoji a hojení jizev a další. Často se využívá symetrie párových orgánů k porovnávání zdravého místa a místa s patologickým jevem. Velký užitek termografie přinesla na letištích při kontrolách šířících se nákaz spojených se zvýšením tělesné teploty. Tato metoda je bez jakýchkoliv omezení, či kontraindikací díky své vnitřní bezpečnosti. Je to neinvazivní bezkontaktní a finančně nenáročná metoda. Na rychlém vzestupu je využití termokamer ve stavebnictví při kontrolách tepelných ztrát a dále i v energetice a průmyslu v rámci kontrol a testování elektronických zařízení a dálkových teplovodních rozvodů. [17]

## 4.7 Nejistoty měření

V současné době nejistoty měření nahrazují vyjadřování přesnosti měření pomocí relativních chyb senzorů a absolutních a relativních chyb měření. Nejistota měření je parametr přiřazený k výsledku měření, charakterizující rozptyl hodnot okolo výsledné naměřené hodnoty, v němž je s jistou pravděpodobností pravá hodnota. [12]

### 4.7.1 Stanovení standardních nejistot

#### 4.7.1.1 Standardní nejistota typu A

Stanoví se statistickým zpracováním naměřených hodnot. Standardní nejistota  $u_A(x)$  k odhadu  $x$  je dána vztahem [12]:

$$u_A(x) = k_{uA} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n(n-1)}}, \quad (4.9)$$

kde  $\bar{X}$  je výběrový aritmetický průměr.

Statistické rozdělení odchylek od výběrového průměru, tj. rozptylu hodnot, odpovídá nejčastěji normálnímu (Gaussovu) rozdělení. Interval hodnot  $\pm\sigma$  od



výběrového průměru vymezuje pravděpodobnost výskytu hodnoty 68,27 %, pro rozšířený interval daný součinitelem  $k = 2$  tj. pro interval  $\pm 2\sigma$  od výběrového průměru vymezuje pravděpodobnost výskytu hodnoty 95,45 % a pro  $k = 3$  tj. pro interval  $\pm 3\sigma$  od středového průměru vymezuje pravděpodobnost 99,73 %. [12]

#### 4.7.1.2 Standardní nejistota typu B

Obsahuje všechny ostatní zdroje nejistot, které nejsou zahrnuty ve standardní nejistotě typu A. standardní nejistoty typu B jsou stanoveny na základě nejistoty dané technickými parametry a certifikacemi měřícího zařízení, znalosti chování měřeného předmětu, vlivy stárnutí čidel, vlivy měřících metod, vlivy dynamických vlastností snímače, vlivy vnějších podmínek, nejistoty dané korekcí, referenčními hodnotami a další. Pro standardní nejistotu typu B platí pro jedinou složku zdroje nejistoty  $Z$  s maximální odchylkou  $\Delta z_{\max}$  vztah [12]:

$$u_B(z) = \frac{\Delta z_{\max}}{k}, \quad (4.10)$$

jednotlivé složky se pak sečtou podle vztahu [34]:

$$u_B = \sqrt{\sum_{j=1}^n u_{Bj}^2}, \quad (4.11)$$

kde  $u_{Bj}$  jsou jednotlivé zdroje nejistoty B.

Pro normální rozdělení se volí  $k = 2$  nebo  $k = 3$ , pro rovnoměrné rozdělení se volí  $k = \sqrt{3}$ . Dále se používají trojúhelníkové, lichoběžníkové a jiné rozdělení. [12]

#### 4.7.1.3 Kombinovaná a rozšířená nejistota

Kombinovaná standardní nejistota se skládá z obou základních typů nejistot A a B. Rozšířená nejistota prostřednictvím koeficientu  $k$  zvětšuje pravděpodobnost výskytu naměřené hodnoty v intervalu daném standardní nejistotou. [12]

# 5 Experimentální měření

## 5.1 Použité teploměry

V této kapitole je přehled použitých teploměrů, jež byly použity v průběhu experimentálního měření. K experimentálnímu měření bylo použito pět druhů infračervených teploměrů: ThermoFlash LX-26 (Visiomed SAS, France), Thermoal duo scan (HARTMANN AG, Germany), Thermofinder FS-300 (HuBDIC CO.,LTD, Republic of Korea), Microlife NC 100 (Microlife AG, Switzerland) a Geratherm non Contact GT-101 (Geratherm Medical AG, Germany). Tři přístroje byly poskytnuty Fakultou elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně a ostatní byly zapůjčeny FN Brno Bohunice.

### **ThermoFlash LX-26 Evolution**

ThermoFlash LX-26 Evolution má možnost nastavení třech různých módů měření, a to pro měření tělesné teploty, měření teploty povrchu předmětu a měření pokojové teploty, technické údaje viz tabulka (Tabulka A.1).

### **Thermoal duo scan**

Tento typ infračerveného teploměru je schopný měřit ve dvou režimech, a to s nastavcem jako čelní měření tělesné teploty a bez nastavce jako ušní měření tělesné teploty, technické údaje viz tabulka (Tabulka A.2).

### **Thermofinder FS-300**

Tento typ infračerveného teploměru má možnost měřit ve dvou režimech, a to měření tělesné teploty nebo měření teploty povrchu předmětu, technické údaje viz tabulka (Tabulka A.3).

### **Microlife NC 100**

Tento typ teploměru umožňuje měřit ve dvou režimech, a to v režimu měření tělesné teploty a v režimu měření povrchové teploty předmětu, technické údaje viz tabulka (Tabulka A.4).

### **Geratherm non Contact GT-101**

Tento typ teploměru umožňuje měřit také ve dvou režimech, a to v režimu měření tělesné teploty a v režimu měření teploty předmětu, technické údaje viz tabulka (Tabulka A.5).



Obrázek 5.1 – Použité teploměry k měření. Zleva 2x teploměr Thermofinder FS-300, 2x teploměr ThermoFlash LX-26, teploměr MicroLife NC 100, teploměr Geratherm GT-101.

## 5.2 Popis průběhu měření

Z důvodu nedostatečného vybavení pro měření v laboratoři Fakulty elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně bylo po domluvě s vedoucím bakalářské práce měření provedeno v laboratoři oddělení teploty a vlhkosti ČMI (Českého metrologického institutu) v Brně. Měření bylo provedeno metodou přímého porovnávání.

Bylo sestaveno laboratorní pracoviště, které se skládalo z vodní lázně, modelu černého tělesa, digitálního elektronického teploměru ASL F250 (ASL, USA), (číslo kalibračního listu 6036-KL-E0153-13) s teplotní sondou a z vybraného ověřovaného teploměru. Model černého tělesa byl umístěn ve vodní lázni, která byla vybavena topnou spirálou a míchacím zařízením pro zajištění homogenní teploty v lázni. Digitální elektronický teploměr sloužil jako etalon skutečné teploty v lázni pro porovnání této teploty s naměřenou teplotou ověřovanými teploměry. Digitální elektronický teploměr měřil teplotu v lázni pomocí platinové teplotní sondy s odporovým snímačem, která byla ponořena ve vodní lázni. Ponor sondy byl 30 cm. Při měření bylo ověřováno 8 infračervených teploměrů. Před začátkem měření byly čočky vnější optiky teploměrů očištěny vatovou tyčinkou a lihem. Teploměry ThermoFlash LX-26 byly přepnuty do kalibračního režimu, ostatní tento režim neumožňovaly, a proto s nimi bylo měřeno v režimu měření teploty předmětu. Teplota byla měřena ve třech bodech rozsahu teploměru na základě norem ČSN EN 12470-5, a to při 35 °C, 37 °C a 41 °C. Požadovaná teplota byla nastavena na digitálním displeji vodní lázně, nechala se ustálit

a až dosáhla stabilní hodnoty, byla zaznamenána teplota digitálního teploměru a poté byly měřeny teploty s jednotlivými teploměry. Teploty byly zaznamenávány do tabulky a bylo provedeno vždy 11 nezávislých měření pro každý teploměr pro každou teplotu. S teploměry bylo měřeno vždy ze vzdálenosti, uvedené výrobcem v návodu k použití pro optimální měření.

**Datum měření:** 4.12.2014

**Podmínky prostředí:** Teplota:  $(23 \pm 3) \text{ } ^\circ\text{C}$

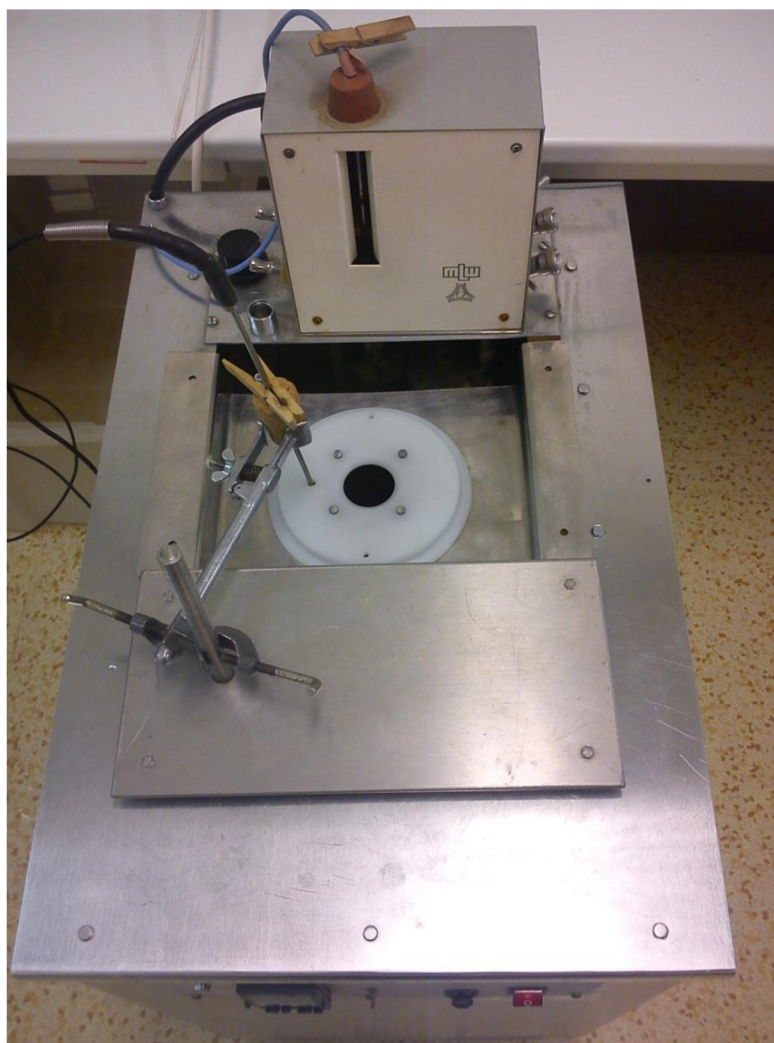
Relativní vlhkost:  $(47 \pm 10) \%$



*Obrázek 5.2 – Použitý model černého tělesa.*



Obrázek 5.3 – Digitální elektronický teploměr ASL F250 (ASL, USA).



Obrázek 5.4 – Laboratorní měřicí pracoviště.

## 5.3 Vyhodnocení experimentálního měření

Vypočítané hodnoty byly provedeny v programu Microsoft Excel 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, USA).

### 5.3.1 Výpočet chyb měření teploměrů

Naměřené hodnoty byly nejprve zkorigovány tak, aby odpovídaly celým etanolovým hodnotám. Poté byla vypočítána průměrná hodnota pro každý teploměr a pro každou teplotu. Průměrné hodnoty teplot měřených teploměrů jsou uvedeny v desetínách nebo setinách podle odečtů na přístrojích. Dále byla vypočítána chyba měřidla. Hodnotu chyby uvádíme v řádu takovém, jaký je možný odečet na zkoušeném teploměru. Dále byla vypočítána směrodatná odchylka charakterizující rozptyl hodnot při měření. Všechny tyto vypočítané hodnoty jsou v následující tabulce. Podle ČMI dokumentu pro elektronické teploměry lékařské zpracovaného na základě norem ČSN EN 12470 [27] mají elektronické infračervené ušní teploměry v části měřicího intervalu od 36,0 °C do 39,0 °C největší dovolenou chybu  $\pm 0,2$  °C, mimo uvedenou část měřicího intervalu nebo mimo rozsah pracovních podmínek mají největší dovolenou chybu  $\pm 0,3$  °C. Infračervené kožní teploměry mají největší dovolenou chybu v celém rozsahu pracovních podmínek a v celém měřicím intervalu  $\pm 0,3$  °C. Tyto největší dovolené chyby všechny vypočítané chyby měřidel námi zkoušených teploměrů splňují a vyhovují tedy v době kalibrace přesnosti měření dle technických údajů přístroje a výše uvedených norem, a je tedy možné je použít k měření tělesné teploty pacientů.

Tabulka 5.1 – Tabulka naměřených a vypočítaných hodnot.

Teploměr	Teplota etalonu ve °C	Teplota měřeného teploměru ve °C	Chyba měřidla ve °C	Výběrová směrodatná odchylka
<b>Thermofnder FS-300 1</b>	35,00	34,9	-0,1	0,1398
	37,00	36,9	-0,1	0,0522
	41,00	40,8	-0,2	0,0751
<b>Thermofnder FS-300 2</b>	35,00	34,7	-0,3	0,1471
	37,00	36,8	-0,2	0,0647
	41,00	40,8	-0,2	0,1136
<b>Thermoal duo scan1</b>	35,00	34,90	-0,10	0,0866
	37,00	36,82	-0,18	0,1142
	41,00	40,90	-0,10	0,0659
<b>Thermoal duo scan2</b>	35,00	34,85	-0,15	0,0913
	37,00	36,83	-0,17	0,0528
	41,00	40,84	-0,16	0,0483
<b>ThermoFlash LX-26 1</b>	35,00	34,9	-0,1	0,1009
	37,00	37,1	0,1	0,1300
	41,00	41,0	0,0	0,2300

<b>ThermoFlash LX-26 2</b>	35,00	34,9	-0,1	0,1221
	37,00	37,0	0,0	0,1272
	41,00	41,0	0,0	0,1375
<b>Microlife NC 100</b>	35,00	35,0	0,0	0,1502
	37,00	37,1	0,1	0,0934
	41,00	41,0	0,0	0,2280
<b>Geratherm GEF-101</b>	35,00	34,8	-0,2	0,0934
	37,00	36,8	-0,2	0,1191
	41,00	40,8	-0,2	0,1375

### 5.3.2 Výpočet nejistoty měření

Výpočet nejistot je proveden podle postupů a vztahů uvedených v [34].

#### 5.3.2.1 Nejistota typu A

Nejistota typu A je dána součinem koeficientu  $k_{uA}$  a výběrové směrodatné odchylky:

$$u_A(x) = k_{uA} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n(n-1)}}. \quad (5.1)$$

V našem případě bude nejistota typu A dána rozptylem naměřených hodnot ověřovaných teploměrů. Koeficient  $k_{uA}$  bude roven 1, který platí pro opakování měření 10 a vícekrát. Výběrovou směrodatnou odchylku zvolíme nejvyšší z našeho měření jako nejhorší možný případ [34], čili 0,2300.

$$u_A = 1 \cdot 0,2300 = 0,2300 \text{ } ^\circ\text{C}.$$

#### 5.3.2.2 Nejistota typu B

Majoritními zdroji nejistoty typu B jsou:

- 1) Nejistota kalibrace etalonu – 0,005 °C.
- 2) Nehomogenita teplotního pole – 0,02 °C.
- 3) Nestabilita teplotního pole – 0,02 °C.
- 4) Rozlišení etalonového teploměru – 0,01 °C.
- 5) Rozlišení kalibrovaného teploměru – 0,1 °C.

Tabulka 5.2 – Tabulka zdrojů nejistoty typu B.

Poř. číslo	Zdroje	Typ rozdělení	Koef. dle typu rozdělení	Jednot. přírůstky nejistoty typu B	
j	$z_j$		k	$u_{Bj} = z_j/k$	$u_{Bj}^2$
1	0,005	normální	2	0,0025	0,00001
2	0,02	rovnorné	$\sqrt{3}$	0,0115	0,00013
3	0,02	rovnorné	$\sqrt{3}$	0,0115	0,00013
4	0,01	rovnorné	$\sqrt{3}$	0,0058	0,00003
5	0,1	rovnorné	$\sqrt{3}$	0,0577	0,00333

Zdroj: Obor teplota – Stanovení nejistot měření [34]

Úhrnná nejistota typu B

$$u_B = \sqrt{\sum_{j=1}^5 u_{Bj}^2} = \sqrt{0,00001 + 0,00013 + 0,00013 + 0,00003 + 0,00333} = 0,00372 \text{ } ^\circ\text{C}$$

### 5.3.2.3 Standardní kombinovaná nejistota

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} = \sqrt{0,2300^2 + 0,0037^2} = 0,2300 \text{ } ^\circ\text{C}$$

### 5.3.2.4 Rozšířená nejistota

$$U = k_U \cdot u_C = 2 \cdot 0,2300 = 0,4600 \text{ } ^\circ\text{C}$$

Nejistoty se standardně zaokrouhlují nahoru a uvádějí maximálně na 2 platné číslice. Vzhledem k tomu, že výsledek měření i nejistota měření by měly mít stejný řád [34] (ověřujeme teploměr s rozlišením 0,1 °C a 0,01 °C), je výsledná nejistota:

$$U = 0,5 \text{ } ^\circ\text{C}, \text{ resp. } 0,46 \text{ } ^\circ\text{C}$$

(pro  $k_U = 2$ , což odpovídá pravděpodobnosti pro normální rozdělení 95 %).

## 5.4 Experimentální protokol klinických měření

V této kapitole bude navržen experimentální protokol pro testování infračervených teploměrů u skupiny pacientů.

K měření byly použity čtyři druhy infračervených teploměrů: ThermoFlash LX-26 (Visiomed SAS, France), Thermoal duo scan (HARTMANN AG, Germany), Thermofinder FS-300 (HuBDIC CO.,LTD, Republic of Korea) a Microlife NC 100 (Microlife AG, Switzerland) – z nichž tři byly čelní a jeden čelní i ušní. S teploměry bylo měřeno vždy ze vzdálenosti uvedené výrobcem v návodu k použití pro optimální měření. Teploměry byly před začátkem měření nechány dostatečnou dobu v místnosti pro přizpůsobení se teplotě prostředí v laboratoři. Experimentální měření bylo



provedeno v laboratoři Biofyzikálního ústavu Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně. Měření bylo provedeno na skupině  $n=20$  lidí ve věku 18 – 25 let. Pro každé měření byl počet opakování třikrát. Je nutné poznamenat, že hlavním cílem nebylo absolutní měření povrchové teploty, ale porovnání rozdílů povrchových teplot před ovlivněním a po ovlivnění.

**Datum měření:** 13.3.2015 – 15.4.2015

**Podmínky prostředí:** Teplota:  $(24 \pm 2)$  °C

Relativní vlhkost:  $(35 \pm 10)$  %

Atmosferický tlak:  $(985 \pm 20)$  hPa

Intenzita osvětlení:  $(800 \pm 100)$  lux

### 5.4.1 Průběh měření

#### 1) Kontrola

Nejprve bylo provedeno kontrolní měření tělesné teploty v podmínkách prostředí na čele v oblasti nad levým obočím až do oblasti spánku bez žádného ovlivňujícího faktoru.

Poté byla prováděna měření s různými ovlivňujícími faktory:

#### 2) Ucho

Tělesná teploty byla měřena v levém uchu ihned po naměření kontrolní tělesné teploty na čele.

#### 3) Osvětlení

Měření tělesné teploty na čele v oblasti nad levým obočím až do oblasti spánku bez osvětlení po zatažení žaluzií. Intenzita osvětlení při kontrole:  $800 \pm 100$  lux, intenzita osvětlení po zatažení žaluzií:  $20 \pm 10$  lux. V tomto případě nebyla potřeba aklimatizace pro ustálení teploty a měření bylo provedeno jako první v pořadí, tedy nebyla nutná aklimatizace před započítáním měření faktoru.

#### 4) Proudění

Měření tělesné teploty na čele v oblasti nad levým obočím až do oblasti spánku při proudění vzduchu při puštěném větráku na oblast hlavy. Proudění vzduchu bylo  $2,0 \pm 0,2$   $\text{ms}^{-1}$ , vzdálenost od větráku při měření – 1,5 m, doba aklimatizace pro ustálení byla 10 minut. Faktor proudění byl měřený jako druhý v pořadí po faktoru osvětlení, nebylo tedy nutné vyčkat pro ustálení stavu před měřením.

#### 5) Kontrola před aplikací krému, kontrola před aplikací make-upu

Aplikace krému a make-upu byla provedena na pažích v oblasti předloktí, a proto zde muselo být provedeno kontrolní měření povrchové teploty před aplikací krému a make-upu.

#### 6) Aplikace krému

Velmi lehký mastný krém INERTON (Barekol Čejkov s.r.o., Česká Republika) s vysokým obsahem hydratačních složek, určený pro suchou pleť, byl aplikován na předloktí levé paže. Krém byl aplikován ve slabé vrstvě a rovnoměrně rozetřen na plochu kruhu o průměru přibližně 6 cm. Krém byl před aplikací nechán v místnosti pro srovnání se s okolní teplotou prostředí. Povrchová teplota byla měřena v místě aplikace v ustáleném stavu 15 minut po nanesení.

#### **7) Aplikace make-upu**

Make-up (Avon Cosmetics, England) byl aplikován na předloktí pravé paže. Make-up byl nanesen ve slabé vrstvě a rovnoměrně rozetřen na plochu kruhu o průměru přibližně 6 cm. Make-up byl před aplikací nechán v místnosti pro srovnání se s okolní teplotou prostředí. Povrchová teplota v místě aplikace byla měřena v ustáleném stavu 15 minut po aplikaci.

#### **8) Ovlhčení**

Na čelo byla nanесena rozprašovačem rovnoměrná vrstvička vody o teplotě přibližně shodné s tělesnou teplotou jako simulace potu na čele. Měření bylo provedeno přibližně po 2 minutách po nanesení vody. Je-li voda aplikována po nějakém měření předchozího faktoru na čele, je nutné vyčkat pro ustálení teploty alespoň 15 minut před započítáním měření tohoto faktoru a zabránit tak zkreslení výsledků.

#### **9) Cvičení**

Faktor cvičení byl měřen po fyzické zátěži, aby se zvýšila tepová frekvence a došlo k prokrvení těla. V našem případě to bylo většinou 20 dřepů. Po vykonání fyzické zátěže byla ihned změřena tělesná teplota na čele v oblasti nad levým obočím až do oblasti spánku. Je-li faktor cvičení měřen po nějakém měření předchozího faktoru na čele, je nutné vyčkat pro ustálení teploty alespoň 15 minut a zabránit tak zkreslení výsledků.

#### **10) Okolní teplota**

Faktor okolní teploty byl měřen po 20 minutové aklimatizaci v teplé místnosti o teplotě o  $10 \pm 1$  °C vyšší než při kontrole, tedy při teplotě  $33 \pm 1$  °C. Teploměry byly před začátkem měření také uloženy v teplé místnosti pro srovnání s okolní teplotou. Měření v teplé místnosti může simulovat např. příchod z venku do teplé místnosti.

## **5.5 Vyhodnocení klinických měření**

Získané hodnoty představují jednotlivé povrchové tělesné teploty čela, rukou a teploty v uchu. Vypočítané hodnoty a testové statistiky byly provedeny v programech Microsoft Excel 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) a STATISTICA 12 (StatSoft ČR s.r.o, Praha, Česká republika). V datech byla testována normalita diferencí

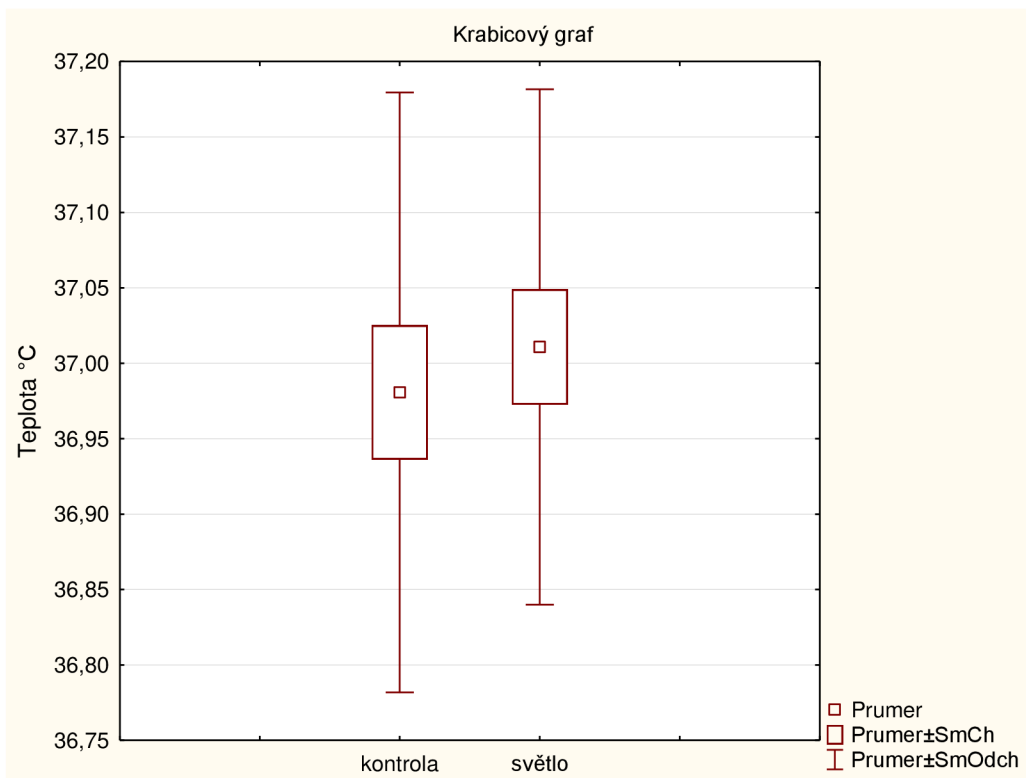
pomocí normálního pravděpodobnostního grafu a pomocí Shapiro-Wilkova testu. Pro testovou statistiku byl zvolen dvouvýběrový párový test, jelikož chceme prokázat, zda mezi faktory (teploměry) je statisticky významný rozdíl, a jelikož data jsou spojena přes dobrovolníka (objekt měření). Některá data nepocházejí z normálního rozložení, a proto musel být použit neparametrický párový test. Pro N=20 lidí byl použit párový znaménkový test, ve kterém nepoužíváme žádné naměřené hodnoty, ale pouze posuzujeme, zda pokusný zásah „A“ zapůsobil více či méně než pokusný zásah „B“. Jde v podstatě o zjednodušený neparametrický Wilcoxonův test, kdy nepoužíváme hodnoty rozdílů, ale pouze jejich znaménka. [26] Hladina významnosti  $\alpha$  byla zvolena 0,05.

### 5.5.1 Vyhodnocení a výsledky rozdílů mezi ovlivňujícími faktory

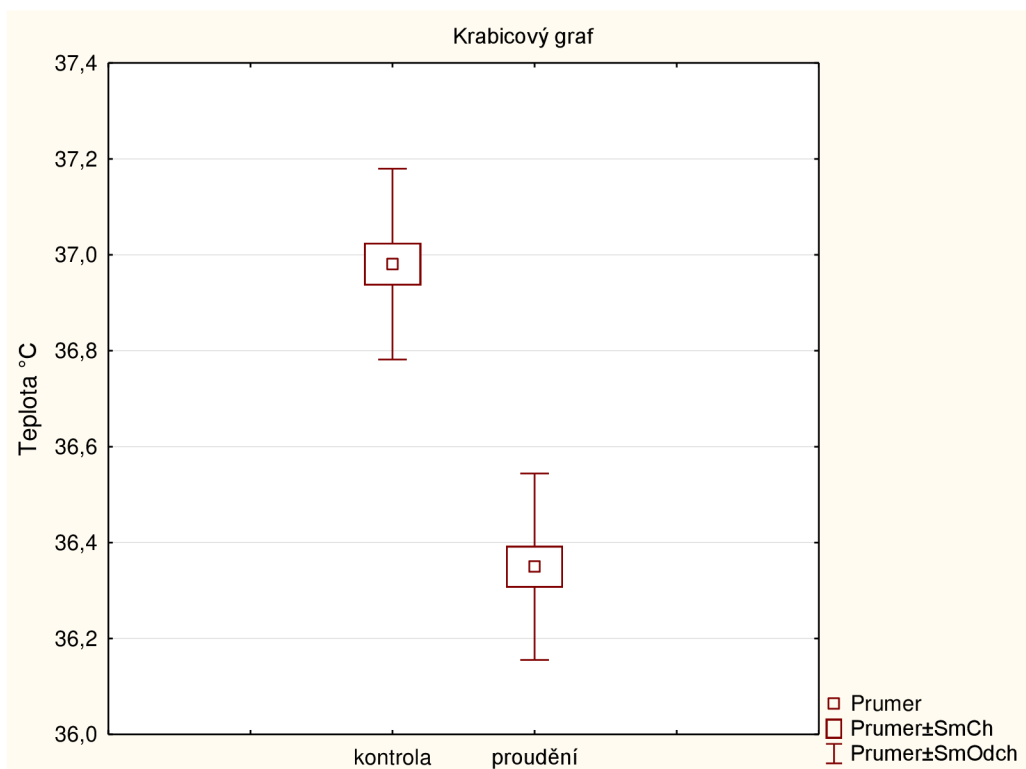
Naměřená data od každého infračerveného teploměru každého dobrovolníka byla pro kontrolu (i všechny ovlivňující faktory) zprůměrována s vyloučením odlehlých hodnot kvůli zabránění zkreslení výsledků. Pro každý sledovaný faktor byl stanoven průměr, směrodatná odchylka, maximum, minimum, rozdíl maxima a minima, rozdíl průměrů kontroly a zkoumaného faktoru a nakonec testová statistika znaménkového testu pro každý pár: kontrola a zkoumaný ovlivňující faktor. Všechny tyto hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce (Tabulka 5.3).

Tabulka 5.3 – Tabulka naměřených a vypočítaných hodnot.

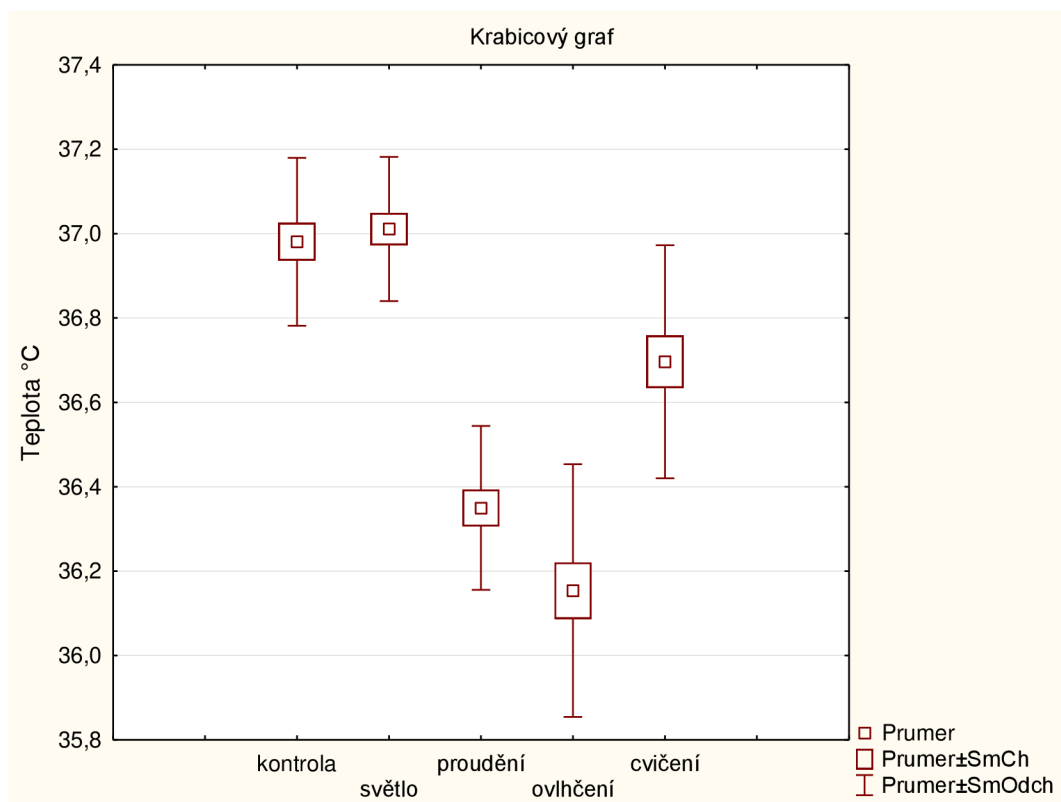
Faktor/°C	Průměr	Výběrová směrodatná odchylka	Max	Min	$\Delta$ (max-min)	$\Delta$ (faktor-kontrola)	Znaménkový test
<b>Kontrola</b>	37,0	0,2	37,4	36,7	0,7		
<b>Osvětlení</b>	37,0	0,2	37,3	36,7	0,6	0,0	p > 0,05
<b>Proudění</b>	36,3	0,2	36,7	36,1	0,6	-0,7	p < 0,05
<b>Ovlhčení</b>	36,2	0,3	36,6	35,6	1,0	-0,8	p < 0,05
<b>Cvičení</b>	36,7	0,3	37,4	36,1	1,3	-0,3	p < 0,05
<b>Kontrola krém</b>	36,4	0,3	36,9	35,7	1,2		
<b>Krém</b>	35,8	0,3	36,3	35,4	0,9	-0,6	p < 0,05
<b>Kontrola make-up</b>	36,4	0,4	36,9	35,6	1,3		
<b>Make-up</b>	36,0	0,3	36,6	35,7	0,9	-0,4	p < 0,05
<b>Čelo (kontrola ucho)</b>	37,1	0,2	37,4	36,7	0,7		
<b>Ucho</b>	36,9	0,4	37,6	36,2	1,4	-0,2	p > 0,05
<b>Kontrola okolní teplota</b>	36,8	0,2	37,1	36,4	0,6		
<b>Okolní teplota</b>	37,4	0,5	38,0	36,0	2,0	0,6	p < 0,05



Obrázek 5.5 – Krabicový graf porovnání kontrola x světlo.



Obrázek 5.6 – Krabicový graf porovnání kontrola x proudění.



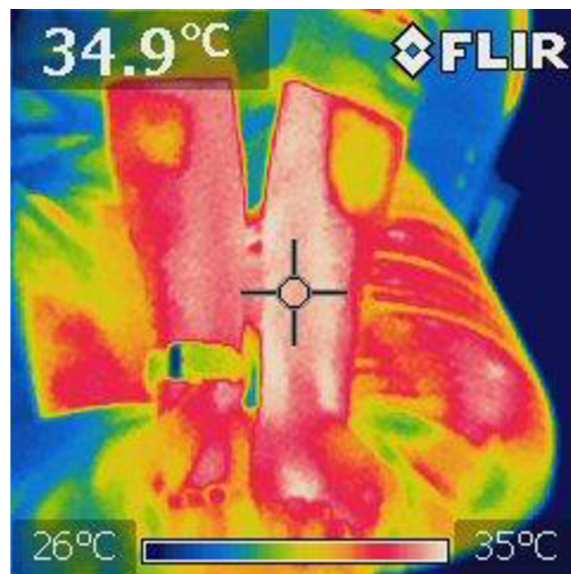
Obrázek 5.7 – Krabicový graf porovnání kontrola x ostatní faktory.

Průměrná teplota pro kontrolu, tedy bez žádného ovlivňujícího faktoru, vyšla 37 °C. Pro faktor osvětlení, jak je patrné z tabulky (Tabulka 5.3) a z krabicového grafu (Obrázek 5.5), mezi měřeními není statisticky významný rozdíl. Statisticky významný rozdíl, a to v průměru o 0,7 °C nižší naměřená teplota při proudění vzduchu než při kontrole, je patrný z tabulky (Tabulka 5.3) a z krabicového grafu (Obrázek 5.6). Mezi kontrolou a ovlhčením je rozdíl ještě o trochu větší, v průměru je teplota při ovlhčení o 0,8 °C nižší než při kontrole (viz Tabulka 5.3 a Obrázek C.1). Pro faktor cvičení je po zátěži průměrně o 0,3 °C naměřena nižší teplota než při kontrole a mezi těmito faktory je statisticky významný rozdíl, jak vyplývá z tabulky (Tabulka 5.3) i z krabicového grafu (Obrázek C.2). Po aplikaci krému na předloktí paže a následné aklimatizaci byla měřená povrchová teplota průměrně o 0,6 °C nižší než před aplikací, statisticky významný rozdíl je patrný z tabulky (Tabulka 5.3) i z krabicového grafu (Obrázek C.3). Byl-li na předloktí paže aplikován make-up, po aklimatizaci byla měřená povrchová teplota o 0,4 °C nižší než před aplikací, což znamená menší ovlivnění než při aplikaci krému. Statisticky významný rozdíl je taktéž patrný z tabulky (Tabulka 5.3) i z krabicového grafu (Obrázek C.4). Relativní pokles měřené povrchové teploty oproti okolní tkáni je u krému a make-upu taktéž patrný z následujících snímků termokamery. Průměrná tělesná teplota měřená v uchu infračerveným teploměrem Thermoval duo scan byla sice o 0,2 °C nižší než tělesná teplota měřená na čele, ale rozdíl mezi těmito parametry nebyl statisticky významný (viz Tabulka 5.3 a Obrázek C.5). Tělesná teplota

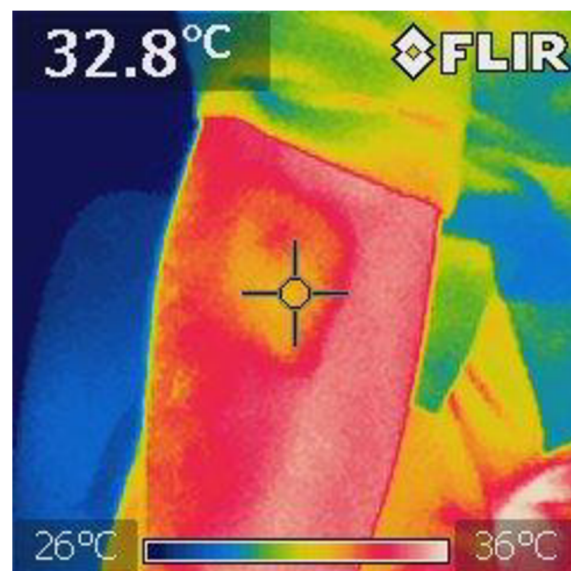
měřená v teplé místnosti byla v průměru o 0,6 °C vyšší než tělesná teplota měřená v místnosti s pokojovou teplotou. Statisticky významný rozdíl mezi parametry je patrný z tabulky (Tabulka 5.3) i z krabicového grafu (Obrázek C.6).

### 5.5.1.1 Ukázka snímků z termokamery

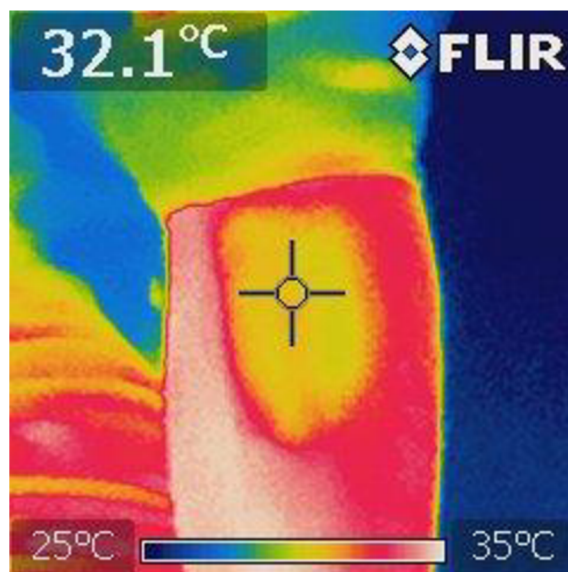
Na ukázkou je zde pár snímků z klinického měření pomocí termokamery FLIR. Na snímcích jsou vidět termogramy paží v oblasti předloktí po aplikaci make-upu a krému. Na snímcích paží můžeme vidět relativní pokles teploty v oblasti aplikace make-upu a krému po dostatečné aklimatizaci.



Obrázek 5.8 – Termogram obou paží pro srovnání.



Obrázek 5.9 – Termogram pravé paže po aplikaci make-upu.



Obrázek 5.10 – Termogram levé paže po aplikaci krému.

## 5.5.2 Vyhodnocení a výsledky rozdílů mezi jednotlivými teploměry

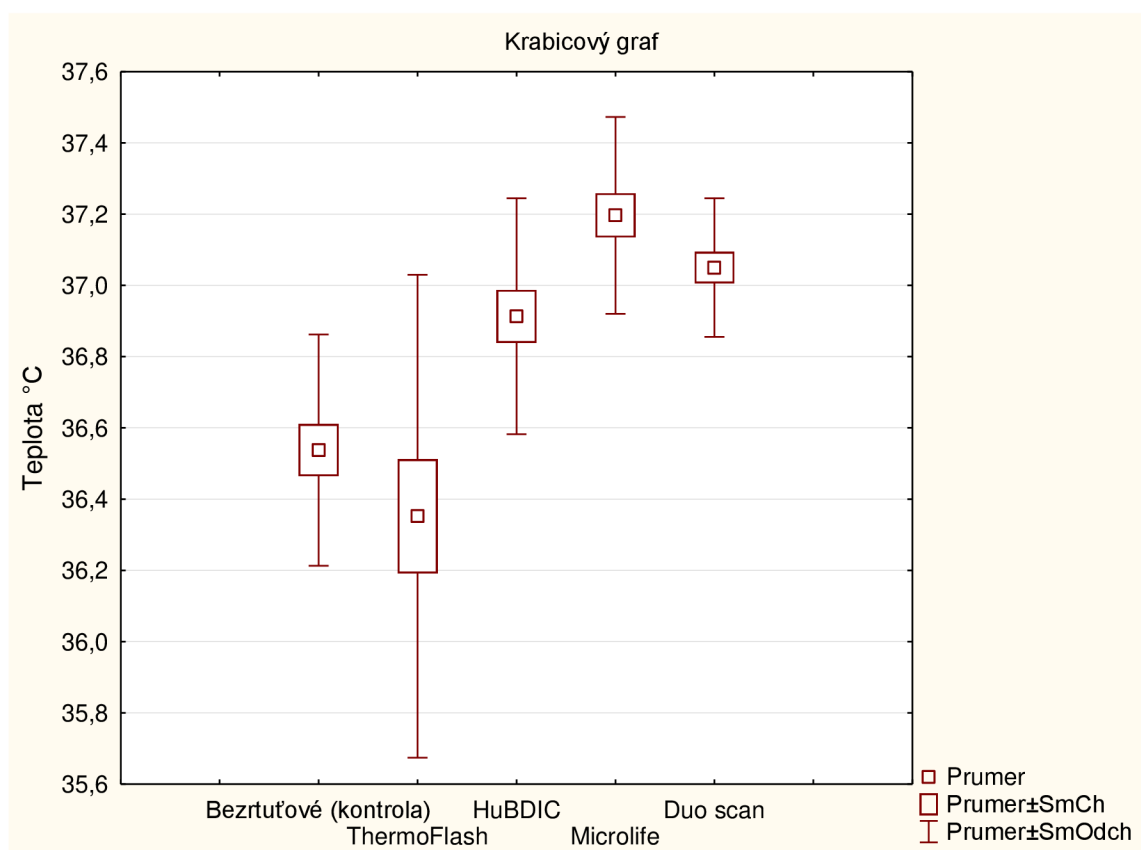
Naměřená data od každého teploměru každého dobrovolníka byla porovnána nejprve mezi sebou pro zjištění, zda je mezi nimi statisticky významný rozdíl. K tomuto zjištění bylo použito vícenásobné porovnání p-hodnot s využitím Kruskal-Wallisůva testu. Výsledky testu jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 5.4). Dále byly zprůměrovány hodnoty tělesných teplot pro pravé a levé podpaží naměřených kolegou pomocí bezrtuťových teploměrů. Uvážíme-li tyto hodnoty jako referenční (správné), pak s nimi můžeme porovnávat jednotlivé infračervené teploměry při měření bez žádného ovlivňujícího faktoru. Pro každý teploměr byl stanoven průměr, směrodatná odchylka, maximum, minimum, rozdíl maxima a minima, rozdíl průměrů kontroly a zkoumaného faktoru a nakonec testová statistika znaménkového testu pro každý pár: kontrola a zkoumaný teploměr. Všechny tyto hodnoty jsou uvedeny v tabulce ( Tabulka 5.5).

Tabulka 5.4 – Vícenásobné porovnání p-hodnot s využitím Kruskal-Wallisůva testu.

Teploměr	ThermoFlash	HuBDIC	Microlife	Duo scan
<b>ThermoFlash</b>	x	p < 0,05	p < 0,05	p < 0,05
<b>HuBDIC</b>	p < 0,05	x	p < 0,05	p > 0,05
<b>Microlife</b>	p < 0,05	p < 0,05	x	p > 0,05
<b>Duo scan</b>	p < 0,05	p > 0,05	p > 0,05	x

Tabulka 5.5 – Tabulka naměřených a vypočítaných hodnot.

Teploměr/°C	Průměr	Výběrová směrodatná odchylka	Max	Min	Δ (max-min)	Δ (kontrola-teploměr)	Znaménkový test
Bezrtuťové (kontrola)	36,5	0,3	37,1	35,8	1,3		
ThermoFlash	36,4	0,7	37,6	34,9	2,7	-0,1	p > 0,05
HuBDIC	36,9	0,3	37,8	36,4	1,5	0,4	p > 0,05
Microlife	37,2	0,3	37,7	36,8	0,9	0,7	p < 0,05
Duo scan	37,1	0,2	37,4	36,7	0,7	0,6	p < 0,05



Obrázek 5.11 – Krabicový graf porovnání jednotlivých teploměrů.

Při porovnávání teploměrů mezi sebou při Kruskal-Wallisově testu vyšel statisticky významný rozdíl mezi teploměry ThermoFlash x HuBDIC, ThermoFlash x Microlife, ThermoFlash x Duo scan, HuBDIC x Microlife a naopak statisticky významný rozdíl nebyl prokázán mezi HuBDIC x Duo scan a Microlife x Duo scan, viz tabulka (Tabulka 5.4).

Průměrná tělesná teplota měřená bezrtuťovými teploměry byla 36,5 °C. Infračervený teploměr ThermoFlash se téměř shodoval, měřil průměrně o 0,1 °C méně než bezrtuťové teploměry, ale měl největší směrodatnou odchylku, a infračervený teploměr HuBDIC průměrně o 0,4 °C více než bezrtuťové. Mezi těmito dvěma



teploměry a bezrtuťovými nebyl statisticky významný rozdíl, jak je vidět v tabulce (Tabulka 5.5) a v krabicovém grafu (Obrázek 5.11). Naopak statisticky významný rozdíl byl prokázán mezi bezrtuťovými teploměry a infračervenými teploměry Microlife a Duo scan, kdy teploměr Microlife měřil průměrně o 0,7 °C a teploměr Duo scan průměrně o 0,6 °C vyšší tělesnou teplotu než bezrtuťové teploměry viz tabulka (Tabulka 5.5) a krabicový graf (Obrázek 5.11).

### **5.5.3 Vyhodnocení pomocí diferencí**

Druhým způsobem bylo možné data vyhodnotit pouze přes difference mezi kontrolou a sledovaným faktorem. V tomto případě byly vypočteny difference mezi kontrolou a zkoumaným faktorem (teploměrem) pro každého měřeného dobrovolníka. Z vypočítaných diferencí byla pro každý faktor (teploměr) stanovena průměrná hodnota difference, směrodatná odchylka, maximum, minimum, rozdíl maxima a minima a výsledek statistického testu. Výsledné rozdíly vycházejí téměř shodné u obou způsobů, liší se pouze nepatrně z důvodu jiného zaokrouhlování. Způsob výpočtu přes difference je přesnější než výpočet z průměrných povrchových teplot, zvažuje vždy difference pro jednoho dobrovolníka, ale může být více ovlivněn odlehlými hodnotami než výpočet z průměrných hodnot. Z tohoto důvodu a pro větší přehlednost a lepší představu jsem si zde pro vyhodnocení vybral způsob výpočtu z průměrných povrchových teplot. Výsledky výpočtu přes difference jsou uvedeny v příloze, viz tabulky (Tabulka C.1 a Tabulka C.2).

# Diskuze

Praktická část práce se zabývá měřením tělesné teploty po různých ovlivňujících faktorech. Ke zjištění, zda změna povrchu lidského těla, okolí či aplikace nějaké látky může mít vliv na měření tělesné teploty, bylo nutné provést klinická měření. V tomto experimentu byly testovány takové jevy, se kterými se mohou pacienti v klinické praxi běžně setkat.

V teoretickém vzorci pro výpočet povrchové teploty uvedeném v článku „Úskalí termografického měření v medicíně“, Bernard [2] vystupují jako proměnné: emisivita povrchu měřeného objektu, teplota termografické techniky a odražená teplota z okolí. V našem případě má na povrchovou teplotu lidského těla největší vliv pouze emisivita povrchu, protože před začátkem měření jsme nechali infračervené teploměry aklimatizovat v místnosti pro srovnání se s teplotou okolního prostředí a s teploměry je měřeno téměř u povrchu lidského těla nebo jen z velmi malé vzdálenosti, a proto by odražená teplota nebo odražené světlo z okolí neměly mít žádný nebo jen minimální vliv na naměřenou povrchovou teplotu. Mezi kontrolou a faktorem osvětlení tedy nebyl prokázán žádný rozdíl.

Faktor proudění vzduchu měl poměrně velký vliv na naměřenou povrchovou teplotu. Důvodem je proudící vzduch, který odebírá teplo z povrchu těla a dochází k ochlazení. V klinické praxi je tedy nutné při měření tělesné teploty zabránit tomuto velkému proudění, které může být způsobeno například po otevření okna, prouděním vzduchu od klimatizace či radiátoru.

Pro lidskou pokožku je považována hodnota emisivity 0,98 – 0,99 (viz kapitola 4.4), to však neplatí v případě, je-li povrch ošetřen látkou s jinou hodnotou emisivity. Ačkoli tvoří látka velmi slabou vrstvu, je schopna svojí nižší emisivitou ovlivnit hodnotu naměřené povrchové teploty. To se nám ukázalo v případě aplikace krému a make-upu, kdy po aklimatizaci byla naměřena nižší teplota než před aplikací, což je názorně vidět i ze snímků z termokamery. Důvodem může být efekt odpařování v přítomnosti vody či etanolu, kdy dochází k ochlazení ihned po aplikaci, dále minimální efekt ochlazení díky nižší teplotě aplikované látky oproti pokožce, ale vzhledem k aklimatizaci po aplikaci, kdy by měla být povrchová teplota v ovlivněné oblasti shodná s teplotou neovlivněné oblasti v okolí, je nižší naměřená teplota nejspíše způsobena nižší hodnotou emisivity aplikovaných látek (krému a make-upu). Krém podle našich výsledků způsobil větší změnu než make-up. Podobné výsledky byly publikovány v „Infrared camera assessment of skin surface temperature – Effect of emissivity“, Bernard [3], kde byl na paži měřen vliv aplikace ultrazvukového gelu, vody, hydratačního krému a Novikova roztoku pomocí termokamery FLIR B200. Ve všech

případech ve studii vyšel statisticky významný rozdíl mezi kontrolou a aplikací látky. V případě ultrazvukového gelu byla naměřená povrchová teplota přibližně o 4 °C nižší oproti kontrole v nezaschlém stavu a přibližně o 1 °C v zaschlém stavu. Pro vodu byla naměřená povrchová teplota přibližně o 3 °C nižší než při kontrole, pro hydratační krém přibližně o 1 °C. V případě Novikova roztoku byla povrchová teplota nižší přibližně o 2 – 3 °C v nezaschlém stavu a přibližně o necelý 1 °C v zaschlém stavu. Na toto je nezbytné dávat pozor při měření teploty v klinické praxi v případě make-upu u žen, případně po aplikaci krému či jiné látky na povrch těla v rámci léčby. Při čelním měření by měl být povrch čistý, měly by být odstraněny vlasy, pot a kosmetické prostředky a dodržena doba aklimatizace, aby bylo měření co nejpřesnější.

V případě ovlhčení (aplikace vody) je důvod naměřené nižší teploty, i přes aplikaci vody o teplotě přibližně tělesné teplotě, způsoben nejspíše efektem odpařování vody a tím ochlazování povrchu čela, ale může být lehce způsoben i změnou emisivity povrchu, což platí i v případě potu na čele v lékařské praxi a je nutno na to brát ohled. Ihned po zátěži (faktor cvičení) byla nižší naměřená teplota zřejmě kvůli opocení čela, efektu odpařování a zvýšenému proudění vzduchu při pohybu a tím způsobenému ochlazení povrchu čela.

Při měření tělesné teploty v uchu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi měřeními tělesné teploty na čele a v uchu. Studie „Accuracy of tympanic and forehead thermometers in private paediatric practice“, Teller [19] říká, že ušní i čelní infračervený teploměr ukazují nižší teplotu než rektální. To ovšem může být v souladu s fyziologií. Podle studie ušní teploměr může být s jistými výhradami používán v klinické praxi, avšak čelní teploměr má široké rozmezí naměřených hodnot a je závislý na radiačních zářičích (ohřivačích) v okolí a neměl by být použit v pediatrické praxi. Ve studii „Comparison of three different thermometers in evaluating the body temperature of healthy young adult individuals“, Basak [1] je uvedeno, že jejich souhlasné limity pro bezkontaktní čelní a ušní infračervený teploměr byly -1.26 a 0.13 °C. Podle studie může být ušní teploměr použit jako vhodný teploměr, zatímco bezkontaktní čelní jako dobrý, ale nespolehlivý. V publikaci „Measurement accuracy of fever by tympanic and axillary termometry“, Devrim [5] je uvedeno, že množství ušního mazu neovlivnilo měření, nicméně by ucho mělo být před měřeními teploty vyčištěno.

Chyba při měření ušním teploměrem může snadno vzniknout špatným zavedením sondy do ucha. Při měření je nutné, aby zdravotnický personál zasunul sondu správně a dostatečně do ušního kanálu a bylo měřeno infračervené záření vyzařované skutečně z ušního bubínku a ne z jeho okolí.

Při měření tělesné teploty v teplé místnosti je důvodem aktuálního zvýšení povrchové teploty na čele nejspíše vazodilatace, tj. rozšíření cév a zvýšení průtoku krve

povrchovou kapilární sítí. Teplo je ve větší míře předáno do kůže, odkud je pomocí radiace a konvekce odvedeno z těla.

Dalšími faktory, které mohou ovlivnit naměřenou tělesnou teplotu zejména v oblasti medicíny, je předchozí dotyk v oblasti měření, např. manipulace s pacientem, těsné oblečení v oblasti měření, obvazový materiál, jeho odstraňování a další. V takovýchto případech je nutné vyčkat dostatečnou dobu před vlastním měřením, než dojde k aklimatizaci měřené oblasti. Další chyba, která může vést k nepřesnostem při měření, je znečištění čočky optického zařízení teploměru. Je nutné, aby měřící senzor byl při každém měření čistý a nebylo tak ovlivněno množství vstupujícího infračerveného záření.

I přesto, že při laboratorním měření vyšly chyby všech námi zkoušených teploměrů v dovoleném rozmezí a mohly tak být použity k měření tělesné teploty pacientů, tak se mezi sebou v experimentu značně lišily. Nejblíže rtuťovému byl infračervený teploměr ThermoFlash, ačkoli měl největší směrodatnou odchylku. Ostatní teploměry měly menší směrodatnou odchylku, ale ukazovaly o 0,4 °C – 0,7 °C vyšší naměřenou tělesnou teplotu než bezrtuťové teploměry, což je v klinické praxi nepřijatelné.

Infračervený teploměr může být v budoucnu dobrým pomocníkem moderního lékaře, ale je však nutné uvážit, že měření je, i přes bezesporné výhody bezkontaktního měření, omezováno některými faktory. Vždy je nutné zvážit, zda byly dodrženy všechny podmínky zajišťující podmínky korektního měření.

# Závěr

V teoretické části práce byly shrnuty základní poznatky o tělesné teplotě a způsobech jejího měření. Dále byly shrnuty základní fyzikální poznatky a zákony tepelného záření vyzařovaného lidským tělem a bezkontaktního měření teploty. V praktické části bylo provedeno experimentální měření vybraných infračervených teploměrů. Z důvodu nedostatečného vybavení pro měření v laboratoři Fakulty elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně bylo po dohodě s vedoucím bakalářské práce měření provedeno v laboratoři oddělení teploty a vlhkosti Českého metrologického institutu v Brně. V laboratoři bylo měření provedeno metodou přímého porovnávání. Pro všechny ověřované teploměry byla vyhodnocena přesnost měření a bylo zjištěno, že všechny teploměry vyhovují v době kalibrace daným podmínkám a technickým údajům. Nejistota měření byla stanovena na 0,5 °C (pro  $k_U = 2$ , což odpovídá pravděpodobnosti pro normální rozdělení 95 %). V druhém oddíle experimentální části byl navržen experimentální protokol pro testování infračervených teploměrů u skupiny pacientů. Na základě experimentálního protokolu byla provedena klinická měření na dobrovolnících. Při klinických měřeních byly zkoumány různé faktory, se kterými se dá v klinické praxi běžně setkat a které by mohly mít vliv na měření povrchové tělesné teploty. Vždy byla měřena tělesná teplota před aplikací jako kontrola a teplota po aplikaci po aklimatizaci. Z vyhodnocovaných faktorů se pouze faktor osvětlení nelišil od kontroly, další faktory jako proudění vzduchu, ovlhčení čela, cvičení, aplikace make-upu, krému a měření v teplé místnosti měly větší či menší vliv na měření a je tedy nutné jim při měření tělesné teploty pomocí infračervených teploměrů zabránit. Ke zdánlivé změně teploty došlo v případě aplikace krému i make-upu, kdy se po aklimatizaci povrch jevil chladnější, než byl, což je způsobeno odlišnou hodnotou emisivity povrchu oproti hodnotě emisivity pokožky. Při měření tělesné teploty na čele a v uchu byl mezi měřeními rozdíl 0,2 °C, ale statisticky mezi nimi významný rozdíl prokázán nebyl. Při porovnávání infračervených teploměrů mezi sebou se teploměry značně lišily. Při porovnávání teplot naměřených infračervenými teploměry s teplotami naměřenými bezrtuťovými teploměry kolegou v podpaží se téměř shodoval teploměr ThermoFlash, dále průměrně o 0,4 °C více než bezrtuťové naměřil teploměr HuBDIC. Teploměry Microlife a Duo scan měřily průměrně o 0,7 °C a 0,6 °C více než bezrtuťový. Byla-li by teplota naměřená bezrtuťovými teploměry skutečně správná, teploměry Microlife a Duo scan by neměly být použity v klinické praxi.

Je ovšem nutné připomenout, že v této práci byla klinická měření provedena pouze se čtyřmi teploměry a na skupině o velikosti dvaceti lidí, tudíž výsledky na větší skupině či s jinými teploměry nemusí být ve shodě s výsledky uvedenými v této práci.

Myslím si, že infračervené teploměry, se kterými bylo měřeno v této práci, jsou vhodné pro orientační měření tělesné teploty či pro domácí použití. Jejich použití je snadné, rychlé, bezkontaktní a neinvazivní. Ale pro lékařské účely, kdy je potřeba znát přesnou hodnotu tělesné teploty se jeví jako nepřesné a ne moc spolehlivé kvůli velké závislosti na okolních podmínkách, stavu povrchu měřené oblasti a snadné ovlivnitelnosti naměřených hodnot. V lékařství jejich použití tedy není moc vhodné nebo vhodné jen s určitými omezeními a znalostí problémů s nimi spojených.

# Literatura

- [1] BASAK, Tulay, Semra ACIKSOZ, Betul TOSUN, Aygul AKYUZ a Cengizhan ACIKEL. Comparison of three different thermometers in evaluating the body temperature of healthy young adult individuals. *International Journal of Nursing Practice*. 2013, vol. 19, s. 471-478. DOI: 10.1111/ijn.12097.
- [2] BERNARD, Vladan, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN. Úskali termografického měření v medicíně. *Clinician and Technology (Lékař a technika)*, Praha: Czech Medical Association J.E.Purkyne, 2012, roč. 2012, č. 4, s. 5-10. ISSN 0301-5491.
- [3] BERNARD, Vladan, Erik STAFFA, Vojtěch MORNSTEIN a Aleš BOUREK. Infrared camera assessment of skin surface temperature – Effect of emissivity. *Physica Medica*. 2012, vol. 29, s. 583-591.
- [4] CHIAPPINI, Elena, Sara SOLLAI, Riccardo LONGHI, Liana MORANDINI, Anna LAGHI, Catia Emilia OSIO, Mario PERSIANI, Silvia LONATI, Raffaella PICCHI, Francesca BONSIGNORI, Francesco MANNELLI, Luisa GALLI a Maurizio de MARTINO. Performance of non-contact infrared thermometer for detecting febrile children in hospital and ambulatory settings. *Journal of Clinical Nursing*. 2011, vol. 20, 9-10, s. 1311-1318. DOI: 10.1111/j.1365-2702.2010.03565.x.
- [5] Devrim I., Kara A., Ceyhan M.. Measurement accuracy of fever by tympanic and axillary thermometry. *Pediatr Emerg Care*. 2007, vol. 23, s 9-16.
- [6] CHMELÁŘ, Milan, DRASTICH, Aleš, ROZMAN, Jiří. *Lékařská přístrojová technika II*. 1. vyd. Brno: VUT, 1984, 179 s.
- [7] CHROBÁK, Ladislav. *Propedeutika vnitřního lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada, 2003, 195 s., il. ISBN 80-247-0609-1.
- [8] DAVIE, Andrew, John AMOORE, Gerald W. ESPICH a E54 COMMITTEE. Best practice in the measurement of body temperature. *Nursing Standard*. 2010, vol. 24, issue 42, s. 42-49. DOI: 10.1520/e2902-12.
- [9] DRASTICH, Aleš. *Netelevizní zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno: VUT, 2001, 174 s. ISBN 80-214-1974-1.
- [10] DRASTICH, Aleš. *Záření v lékařství III: Infraradiometrické detekční a zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno: VUT, 1980, 255 s.
- [11] KOLÁŘOVÁ, Dana. *Metody pro zpracování termovizních snímků s detekcí stanovené oblasti obličeje*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2014, 70 s. Vedoucí práce MUDr. Věra Maryšková.

- [12] KREIDL, Marcel. *Měření teploty: senzory a měřicí obvody*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 239 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-730-0145-4.
- [13] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 208 s. ISBN 80-247-1190-7.
- [14] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [15] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [16] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-858-6645-5.
- [17] SEDLÁŘ, Martin, STAFFA, Erik, MORNSTEIN, Vojtěch. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* [online]. 1. elektronické vydání. Brno: Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně, 2014 [cit. 2014-12-19]. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné z:  
[http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci\\_metody.pdf](http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci_metody.pdf)
- [18] SKALICKÝ, D. *Metodika bezkontaktního měření teploty*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014, 45 s. Vedoucí práce Ing. Martin Frk, Ph.D.
- [19] TELLER, J, M RAGAZZI, GD SIMONETTI a SAG LAVA. Accuracy of tympanic and forehead thermometers in private paediatric practice. *Acta Paediatrica*. 2013, 103(2): e80-e83. DOI: 10.1111/apa.12464.
- [20] THYE, S. L., SABIRIN, J., BAKRI, R. *Infrared Thermometer*. Health Technology Assessment Section, Medical Development Division, Ministry of Health Malaysia, 2012.
- [21] Bezdotykové měření teploty. *Zpravodaj pro měření a regulaci*. 2005, č. 1, 2. vyd., 83 s [cit. 2014-12-19]. Dostupné z:  
[http://www.omegaeng.cz/literature/PDF/techinfo\\_1.pdf](http://www.omegaeng.cz/literature/PDF/techinfo_1.pdf)
- [22] Jak sklepat lihový nebo galiový lékařský teploměr. In: *Fyzmatik* [online]. 2012. [cit. 2014-12-19]. Dostupné z: <http://fyzmatik.pise.cz/1283-jak-sklepat-lihovy-nebo-galiovy-lekarsky-teplomer.html>
- [23] Legislativní rámec metrologického systému ČR. In: *Český metrologický institut* [online]. 2013. [cit. 2014-12-19]. Dostupné z:  
<http://www.cmi.cz/index.php?lang=1&wdc=876>
- [24] Rtuťové teploměry a jejich zdravotní rizika. In: *Zdraví Rehabilitace* [online]. 2013. [cit. 2014-12-19]. Dostupné z: <http://www.rehabilitace.info/zdravotni/rtutove-teplomery-a-jejich-zdravotni-rizika/>



- [25] DRASTICH, Aleš. *Infra-zobrazovací (IR ZS) systémy* [online]. FEKT VUT, Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. [cit. 2015-4-19]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=261601>
- [26] JARKOVSKÝ J., DUŠEK L. *Analýza dat* [online]. Masarykova univerzita, Institut biostatistiky a analýz, 2013. [cit. 2015-4-19]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/auth/el/1411/podzim2013/ASTAp/um/>
- [27] POSPÍŠIL, Miroslav. *Opatření obecné povahy* [online]. ČMI, č. 0111-OOP-C006-09, 2013. [cit. 2015-4-19]. Dostupné z: [https://www.cmi.cz/sites/all/files/public/download/Uredni\\_deska/3407-ID-C\\_3407-ID-C\\_3407-ID-C.pdf](https://www.cmi.cz/sites/all/files/public/download/Uredni_deska/3407-ID-C_3407-ID-C_3407-ID-C.pdf)
- [28] VOJÁČEK, Antonín. Co jsou BOLOMETRY a MIKROBOLOMETRY. In: *AUTOMATIZACE HW* [online]. 2005. [cit. 2014-12-19]. Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART196-co-jsou-bolometry-a-mikrobolometry-.html>
- [29] *Návod k použití lékařského infračerveného teploměru ThermoFlash model LX-26 Evolution*. Visiomed SAS France, 2013.
- [30] *Návod k použití lékařského infračerveného teploměru Thermoval duo scan*. PAUL HARTMANN AG, Germany, 2012.
- [31] *Návod k použití lékařského infračerveného teploměru Thermofinder model FS-300/301*. HuBDIC CO.,LTD, Republic of Korea.
- [32] *Návod k použití lékařského infračerveného teploměru Microlife model NC 100*. Microlife AG, Switzerland.
- [33] *Návod k použití lékařského infračerveného teploměru Geratherm non contact GT-101*. Geratherm Medical AG, Germany, 2011.
- [34] *Obor teplota – Stanovení nejistot měření*. ČMI OI BRNO.

# A Technické údaje použitých infračervených teploměrů

Tabulka A.1 – Technické údaje o ThermoFlash LX-26 Evolution.

Typ	Infračervené měření, bezdotykové měření
Výběr funkce	Tělesná teplota, teplota předmětu, pokojová teplota
Rozsah měření, přesnost měření	Tělesná teplota: 32,0 - 42,9 °C Přesnost $\pm 0,2$ °C (36,0 - 39,0 °C) Přesnost $\pm 0,3$ °C (34,0 - 35,9 °C, 39,1 - 42,9 °C) Teplota předmětu: 0 °C - 60,0 °C
Provozní podmínky	Teplota okolí 10 °C - 40 °C Relativní vlhkost vzduchu nižší než 85 %
Podmínky při skladování a dopravě	Teplota okolí -20 °C - 50 °C
Čas měření	Méně než 1 sekundu nepřerušeno měření
Rozlišení displeje	0,1 °C
Paměť	Možnost uložit až 32 záznamů
Vzdálenost při měření	5 cm - 8 cm
Automatické vypnutí	Po 5 sekundách nečinnosti
Displej	Displej z tekutých krystalů
Napájení	2 baterie - DC3V (AAA 1,5 V)
Životnost teploměru	Zaručena pro 40 000 měření
Hmotnost	220 g
Výrobce	Visiomed SAS

Zdroj: Návod k použití teploměru ThermoFlash [29]

Tabulka A.2 – Technické údaje o ThermoVal duo scan.

Typ	Infračervený teploměr
Rozsah měření	Režim ušního měření: 32,0 - 42,2 °C Režim čelního měření: 34,0 - 42,2 °C
Přesnost měření	V laboratoři: $\pm 0,2$ °C při 35,5 °C - 42,0 °C $\pm 0,3$ °C při 32,0/34,0 °C - 35,4 °C a 42,1 °C - 42,2 °C dle EN 12470-5
Displej	Displej z tekutých krystalů
Rozlišení 0,1 pleje	0,1 °C
Akustický signál	1 krátký tón na začátku měření 1 dlouhý tón při končení měření
Paměť	Poslední naměřená hodnota
Provozní podmínky	Teplota okolí 16 °C - 35 °C Relativní vlhkost vzduchu 30 % - 85 %
Podmínky při skladování a dopravě	Teplota okolí -25 °C - 55 °C Relativní vlhkost vzduchu 30 % - 85 %

Vzdálenost při měření	Teploměr se přímo dotýká kůže
Čas měření	3 sekundy nepřerušeno měření
Automatické vypnutí	1 minutu po posledním měření
Napájení	2 x alkalicko-manganové baterie Mignon (AAA/LR03) 1,5 V
Kapacita baterií	více než 1000 měření
Hmotnost	cca 100 g (včetně baterií)
Výrobce	HARTMANN AG

Zdroj: Návod k použití teploměru Thermoal duo scan [30]

Tabulka A.3 – Technické údaje o Thermofinder FS-300.

Typ	Infračervené měření, bezdotykové měření
Výběr funkce	Tělesná teplota, teplota předmětu
Rozsah měření, přesnost měření	Tělesná teplota: 34,0 - 42,5 °C Přesnost ± 0,2 °C (36,0 - 39,0 °C) Přesnost ostatních rozsahů ± 0,3 °C Okolní prostředí: 15,0 - 60,0 °C Přesnost ± 2 °C nebo ± 2 %
Provozní podmínky	Teplota okolí 16 °C - 40 °C Relativní vlhkost vzduchu nižší než 95 %
Podmínky při skladování a dopravě	Teplota okolí -20 °C - 50 °C
Vzdálenost při měření	2 – 3 cm od měřené oblasti
Čas měření	Méně než 2 sekundy nepřerušeno měření
Rozlišení displeje	0,1 °C
Paměť	Možnost uložit až 32 záznamů
Tlačítka	Mode/Funkce, Start/Start, Memory/Paměť, Sound/zvuk
Automatické vypnutí	Po 1 minutě nečinnosti
Displej	Displej z tekutých krystalů
Napájení	2 baterie - DC3V (AAA 1,5 V)
Kapacita baterií	Více než 5000 měření
Hmotnost	120 g (bez baterií)
Výrobce	HuBDIC CO.,LTD

Zdroj: Návod k použití teploměru Thermofinder [31]

Tabulka A.4 – Technické údaje o Microlife NC 100.

Typ	Digitální bezdotykový teploměr
Výběr funkce	Tělesná teplota, teplota předmětu
Rozsah měření, přesnost měření	Tělesná teplota: 34,0 - 42,2 °C Přesnost ± 0,2 °C (36,0 - 39,0 °C) Teplota předmětu: 0 - 100,0 °C
Provozní podmínky	Režim těla 16 °C - 40 °C Režim objektu 5 °C - 40 °C Relativní vlhkost 15 - 95 %
Podmínky při skladování a dopravě	Teplota okolí -20 °C - 50 °C
Čas měření	Do cca 3 sekund nepřerušeno měření

Rozlišení displeje	0,1 °C
Paměť	Možnost vyvolání 30 posledních záznamů
Vzdálenost měření	Menší než 5 cm
Automatické vypnutí	1 minutu po posledním měření
Displej	Displej z tekutých krystalů
Napájení	2 baterie - DC3V (AAA 1,5 V)
Kapacita baterií	Více než 5000 měření
Hmotnost	56 g (bez baterií), 81 g (s bateriemi)
Výrobce	Microlife AG

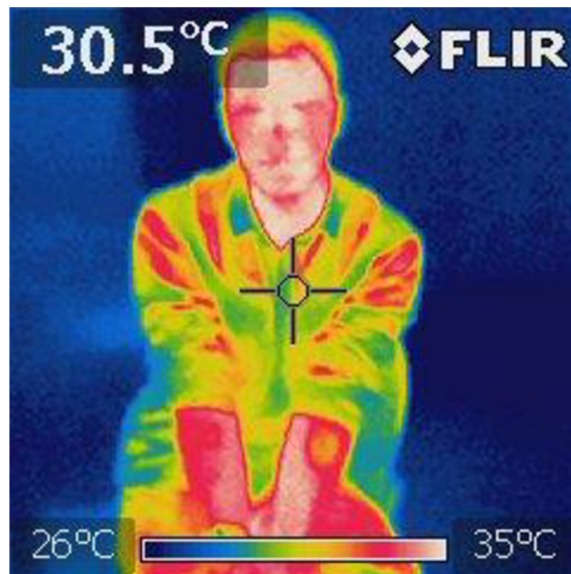
Zdroj: Návod k použití teploměru Microlife [32]

Tabulka A.5 – Technické údaje o Geratherm non Contact GT-101.

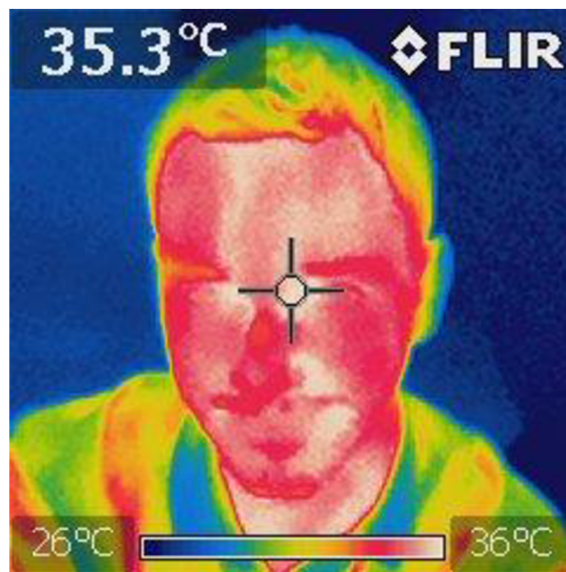
Typ	Digitální bezdotykový teploměr
Výběr funkce	Tělesná teplota, teplota předmětu
Rozsah měření, přesnost měření	Tělesná teplota: 34,0 - 42,5 °C
	Přesnost ± 0,2 °C (36,0 - 39,0 °C)
	Přesnost v ostatních oblastech ± 2 %
	Teplota předmětu: 0 - 100,0 °C
Provozní podmínky	Režim těla 16 °C - 40 °C
	Režim objektu 5 °C - 40 °C
	Relativní vlhkost 15 - 95 %
Podmínky při skladování a dopravě	Teplota okolí -20 °C - 50 °C
Čas měření	Do cca 3 sekund nepřerušeno měření
Rozlišení displeje	0,1 °C
Paměť	Možnost zobrazit 30 posledních záznamů
Vzdálenost měření	Menší než 5 cm
Automatické vypnutí	Po 3 minutách nečinnosti
Displej	Displej z tekutých krystalů
Napájení	2 alkalické baterie - DC3V (AAA 1,5 V)
Kapacita baterií	Přibližně 1000 měření
Hmotnost	81 g (s bateriemi)
Výrobce	Geratherm Medical AG

Zdroj: Návod k použití teploměru Geratherm [33]

## B Ukázky dalších termosnímků

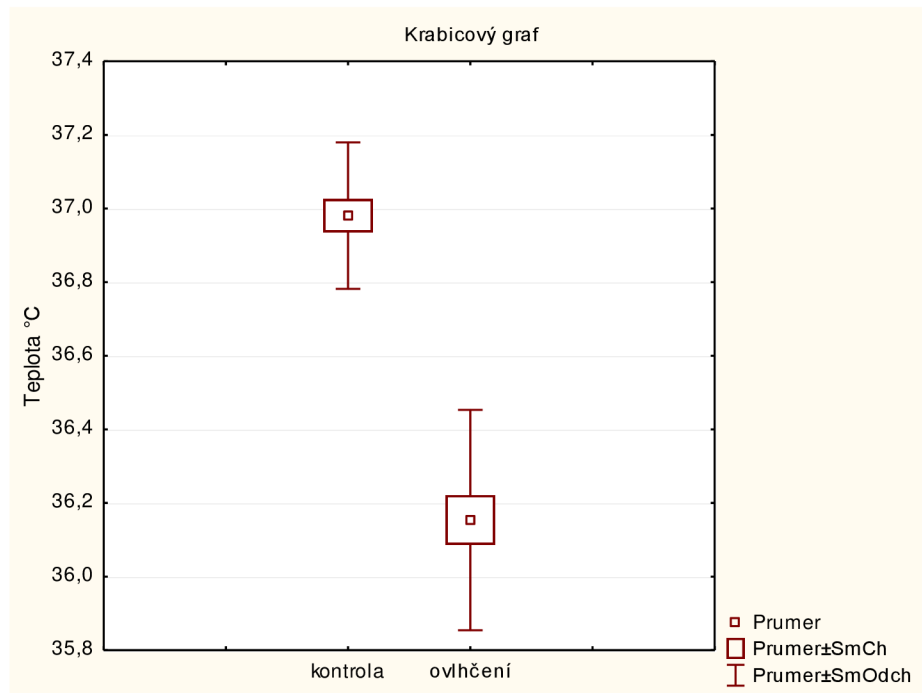


Obrázek B.1 – Celkový termogram paží a obličeje dobrovolníka.

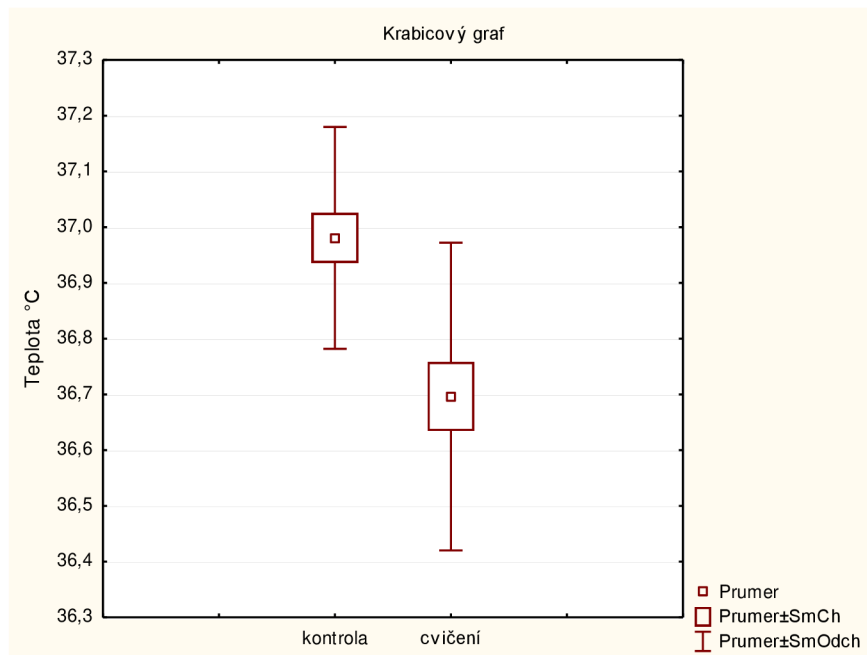


Obrázek B.2 – Termogram obličeje.

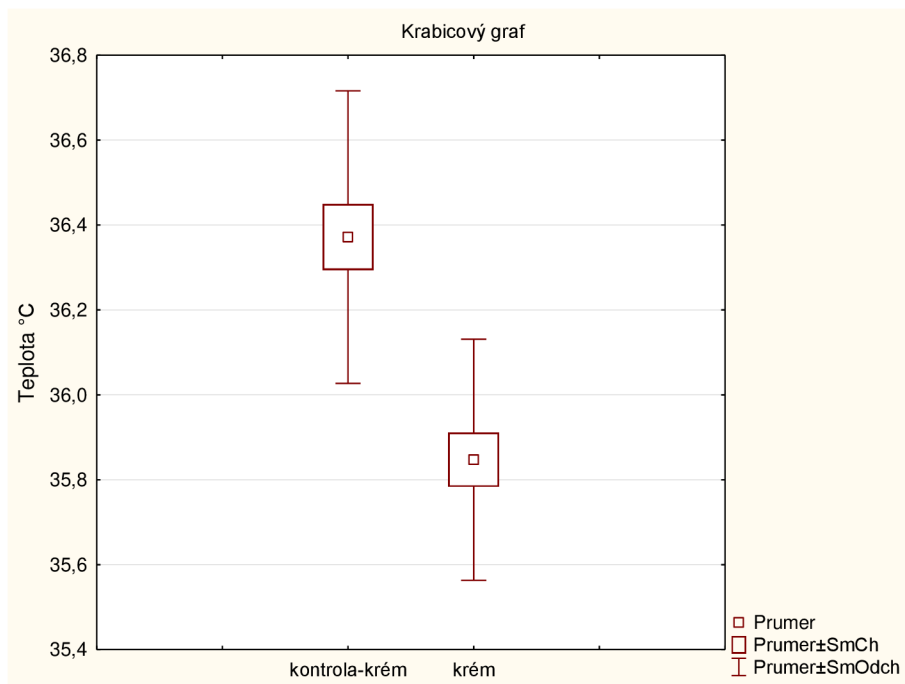
# C Grafy a tabulky vyhodnocení



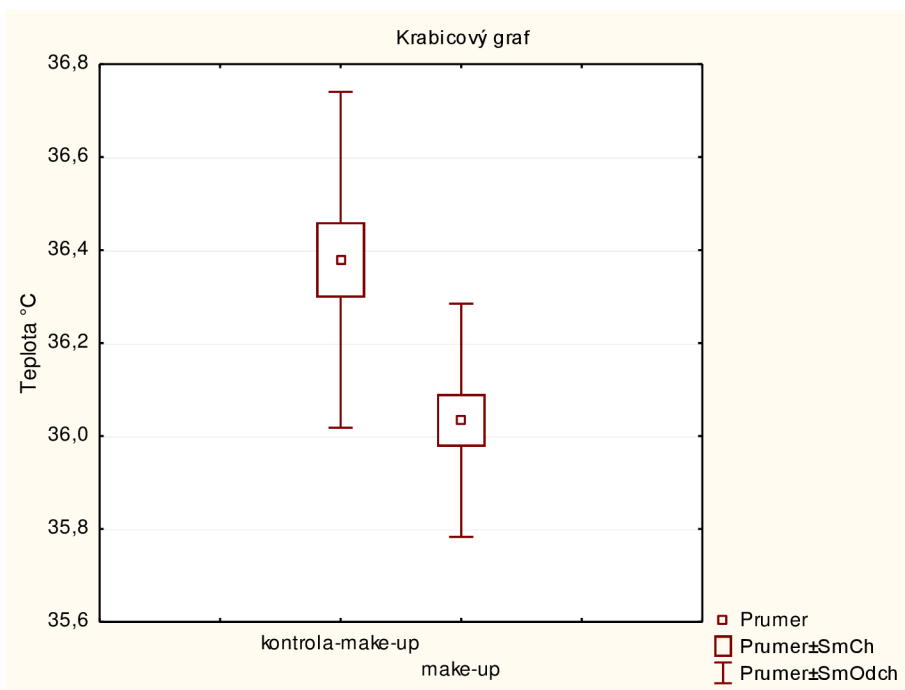
Obrázek C.1 – Krabicový graf porovnání kontrola x ovlhčení.



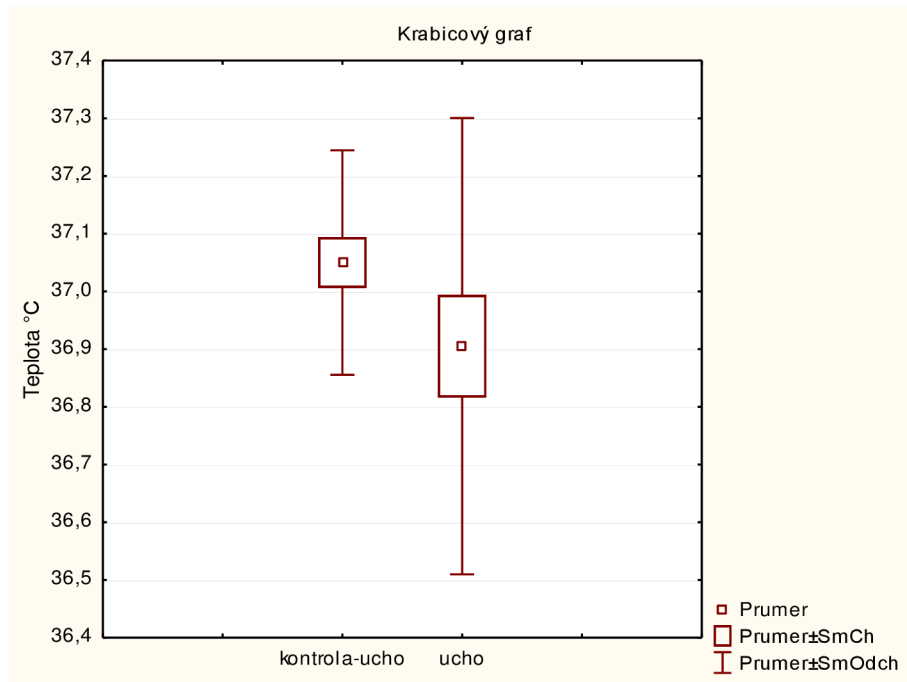
Obrázek C.2 – Krabicový graf porovnání kontrola x cvičení.



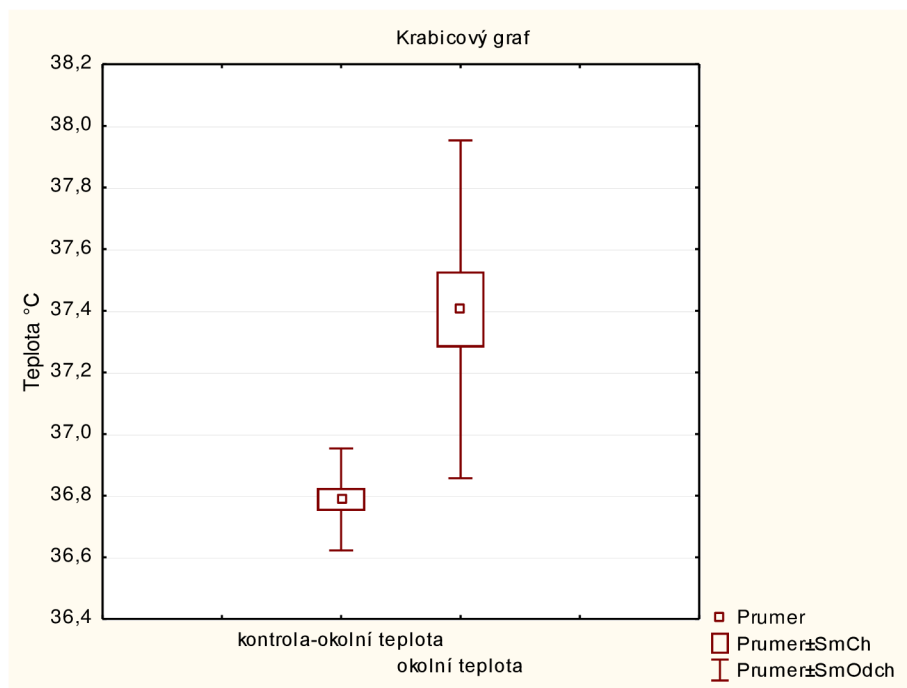
Obrázek C.3 – Krabicový graf porovnání kontrola x krém.



Obrázek C.4 – Krabicový graf porovnání kontrola x make-up.

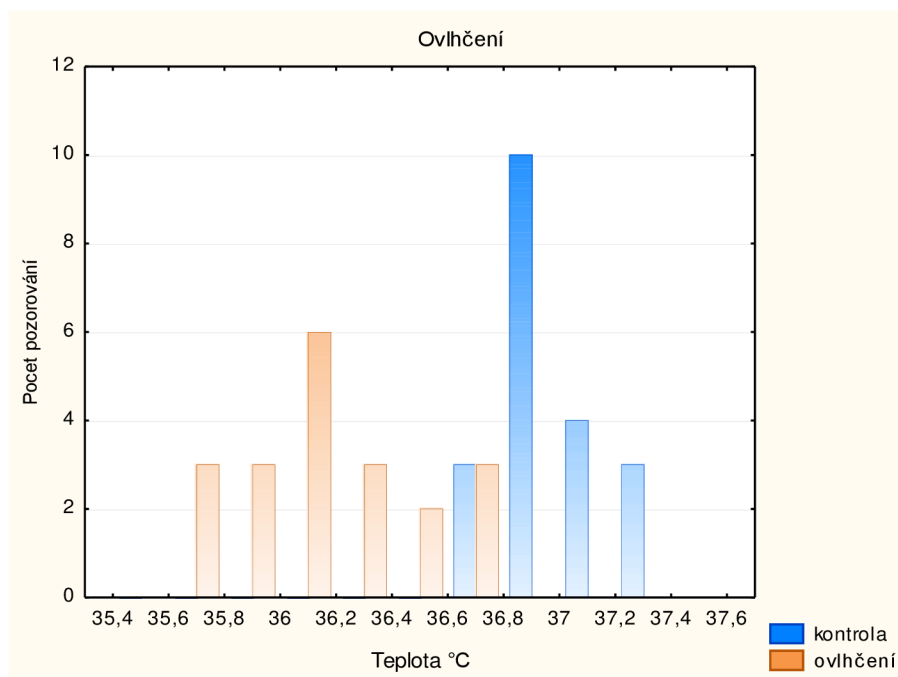


Obrázek C.5 – Krabicový graf porovnání čelo x ucho.



Obrázek C.6 – Krabicový graf porovnání normální místnost x teplá místnost.





Obrázek C.7 – Ukázka histogramu porovnání kontroly a ovlhčení.

Tabulka C.1 – Vypočítané hodnoty z diferencí.

Faktor/°C	Průměr	Výběrová směrodatná odchylka	Max	Min	Δ (max-min)	Znaménkový test
Osvětlení	0,04	0,09	0,24	-0,11	0,35	p > 0,05
Proudění	-0,62	0,17	-0,31	-0,90	0,59	p < 0,05
Ovlhčení	-0,78	0,34	-0,40	-1,71	1,31	p < 0,05
Cvičení	-0,28	0,21	-0,01	-0,73	0,72	p < 0,05
Krém	-0,52	0,29	0,04	-1,07	1,11	p < 0,05
Make-up	-0,33	0,24	0,08	-0,76	0,84	p < 0,05
Ucho	-0,15	0,43	0,63	-1,00	1,63	p > 0,05
Okolní teplota	0,63	0,51	1,15	-0,70	1,85	p < 0,05

Tabulka C.2 – Vypočítané odnoty z diferencí.

Teploměr/°C	Průměr	Výběrová směrodatná odchylka	Max	Min	Δ (max-min)	Znaménkový test
ThermoFlash	-0,15	0,80	0,98	-1,63	2,62	p > 0,05
HuBDIC	0,38	0,54	1,83	-0,30	2,13	p > 0,05
Microlife	0,66	0,44	1,70	-0,08	1,78	p < 0,05
Duo scan	0,51	0,38	1,43	-0,25	1,68	p < 0,05