



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## INFRAČERVENÁ TERMOGRAFIE A DOPPLEROVSKÁ ULTRASONOGRAFIE PŘI ZÁTĚŽOVÝCH TESTECH

INFRARED THERMOGRAPHY AND HANDHELD ULTRASOUND DOPPLER DURING EXERCISE TEST

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Lucia Urbanová

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. Erik Staffa, Ph.D.

BRNO 2017

**Zpracování výsledků z vyšetření provedených pomocí  
infračervené termografie a dopplerovské ultrasonografie při  
zátěžových testech**

## **ABSTRAKT**

Bakalářská práce je zaměřena na zpracování výsledků z měření provedených pomocí infračervené termografie a dopplerovské ultrasonografie při zátěžových testech. Měření průtoku krve v cévách je základním vyšetřením pro stanovení kvality prokrvení v končetinách. Z fyziologického hlediska je známo, že fyzická námaha značně ovlivňuje průtok krve v cévách. U vybrané skupiny probandů je měřena kvalita prokrvení na horních končetinách pomocí tužkového dopplera a zároveň je provedeno měření povrchové teploty končetin pomocí infračervené termografie. Z naměřených dat zátěžového testu horních končetin je zjišťována vzájemná korelace, jež by měla značný význam v případě klinického využití termografie, jako nástroje pro sledování kvality prokrvení končetin. Úvodní teoretická část popisuje fyzikální základy a zákony infračervené termografie a dopplerovské ultrasonografie. V praktické části práce jsou vybráni studenti ve věku od 18 do 25 let, kteří se podrobili zátěžovým testům. U této skupiny je sledován vliv fyzické zátěže na průtok krve v horních končetinách pomocí tužkového dopplera a zároveň vliv na povrchovou teplotu měřenou pomocí termografie. Data jsou statisticky zpracována a je zjišťována vzájemná korelace obou metod před zátěží a po zátěži.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Infračervená termografie, Doppler, ultrazvuk, prokrvení

## **ABSTRACT**

Bachelor thesis is focused to processing of the results of measurements performed by infrared thermography and Doppler ultrasonography during physical tests on volunteers. Measurement of blood flow in vessels is a basic examination to determine the quality of blood circulation in the extremities. From a physiological point of view, it is known that physical exercise significantly affects blood flow in blood vessels. The quality of blood flow of upper limbs are measured in a selected group of probands by using Doppler and also are made measurements of surface temperature by using infrared thermography. A reciprocal correlation is ascertained from the data. The correlation might have a considerable importance in the case of the clinical use of thermography as a tool for monitoring the quality of blood flow to the extremities. The theoretical part contains basics of physics and laws of infrared thermography and Doppler ultrasonography. In a practical part, there is a group of probands. Study group of people forms students aged from 18 to 25 years, who are subjected to exercise tests. The influence of physical activity is observed on blood flow of upper limbs using pencil Doppler and also how does the physical activity affect the surface temperature as measured by thermography. The) data are statistically processed and the mutual correlation of both methods before and after exercise is investigated.

## **KEYWORDS**

Infrared thermography, Doppler, ultrasound, blood perfusion

URBANOVÁ, L. *Zpracování výsledků z vyšetření provedených pomocí infračervené termografie a dopplerovské ultrasonografie při zátěžových testech.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Mgr. Erik Staffa, Ph.D.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Zpracování výsledků z vyšetření provedených pomocí infračervené termografie a dopplerovské ultrasonografie při zátěžových testech 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 bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, 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 Mgr. Erikovi Staffovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Seznam obrázků</b>	<b>vii</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>ix</b>
<b>Seznam grafů</b>	<b>x</b>
<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Základy infračervené termografie</b>	<b>2</b>
1.1 Energie .....	2
1.2 Teplo a teplota .....	2
1.3 Tepelný převod .....	3
1.3.1 Vedení (kondukce).....	3
1.3.2 Proudění (konvekce).....	3
1.3.3 Záření (radiace).....	3
1.4 Elektromagnetické záření a jeho spektrum.....	4
1.4.1 Elektromagnetické záření .....	4
1.4.2 Elektromagnetické spektrum .....	4
1.5 Děje při vyzařování.....	5
1.5.1 Černé těleso.....	5
1.5.2 Zákony pro vyzařování .....	6
1.5.3 Emisivita a odražená teplota .....	10
1.6 Bezdotykové měření teploty .....	10
1.6.1 Termokamery .....	11
<b>2 Základy dopplerovské ultrasonografie</b>	<b>13</b>
2.1 Zvukové vlny .....	13
2.2 Frekvence .....	13
2.3 Vlnová délka .....	13
2.4 Ultrazvuk .....	14
2.5 Rychlost zvuku .....	14
2.6 Akustická impedance .....	14
2.7 Dopplerův jev .....	15

2.8	Rychlostní profil krevního řečiště.....	19
2.9	Interakce ultrazvuku a tkání.....	19
2.10	Dopplerův jev a ultrazvuk.....	19
<b>3</b>	<b>cíle práce a Metodika</b>	<b>21</b>
3.1	Cíl práce.....	21
3.2	Metodika .....	21
3.2.1	Přístroje.....	21
3.2.2	Charakteristika skupiny .....	22
3.2.3	Způsob zatěžování .....	22
<b>4</b>	<b>Statistické zpracování dat a její interpretace</b>	<b>24</b>
4.1	Nulová a alternativní hypotéza .....	24
4.1.1	Chyba I. A II: druhu a síla testu.....	25
4.2	Kruskal – Wallis neparametrický test.....	26
4.3	Parametrický Studentův <i>t</i> -test.....	26
4.3.1	Jednovýběrový <i>t</i> -test .....	26
4.3.2	Dvojevýběrový <i>t</i> -test .....	27
4.4	Regresní a korelační analýza .....	28
<b>5</b>	<b>Výsledky dat</b>	<b>29</b>
5.1	Zpracování termografických snímků dolních končetin .....	29
5.2	Testování normality dat pro první zátěžový test.....	30
5.3	Formulace hypotéz pro první zátěžový test .....	32
5.3.1	Hypotéza první.....	32
5.3.2	Hypotéza druhá .....	34
5.3.3	Hypotéza třetí.....	36
5.3.4	Hypotéza čtvrtá .....	37
5.4	Zpracování termografických snímků horních končetin .....	40
5.5	Zpracování dat zátěžového testu pro horní končetiny .....	41
5.5.1	Párový <i>t</i> -test pro zátěžový test horních končetin .....	42
5.5.2	Úprava dat pro další analýzu .....	46
5.5.3	Regresní analýza .....	48
<b>6</b>	<b>Diskuze</b>	<b>55</b>
<b>7</b>	<b>Závěr</b>	<b>57</b>

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Elektromagnetické spektrum a vyznačené infračervené pásmo [10] .....	5
Obrázek 2 Vyzařování černého tělesa podle Planckova vyzařovacího zákona [3] .....	6
Obrázek 3 Spektrální distribuce – závislost energie záření na vlnové délce [4] .....	8
Obrázek 4 Teplota odpovídající $\lambda_{\max}$ podle Wienova zákona [3].....	9
Obrázek 5 Schématické zobrazení bezdotykového teploměru [6].....	10
Obrázek 6 Detekční systémy IČ teploměru a termokamery [6] .....	11
Obrázek 7 Schématické zobrazení termokamery [6].....	11
Obrázek 8 Dopplerův jev jako výsledek pohybu mezi pozorovatelem (O) a zdrojem (S) [7].....	15
Obrázek 9 Různé děje při vysílání ultrazvuku sondou [7].....	16
Obrázek 10 Princip ultrazvukové sondy s 2 měniči, kde jeden vysílá určitou frekvenci a druhý měnič přijímá [8] .....	17
Obrázek 11 Zobrazení ultrazvukového paprsku a všech veličin z Dopplerovské rovnice [7].....	18
Obrázek 12 vodorovná poloha 0 .....	23
Obrázek 13 zvednuté nohy do polohy 90 .....	23
Obrázek 14 svěšené nohy poloha -90 .....	23
Obrázek 15 vodorovná poloha 0_II .....	23
Obrázek 16 Určení kritického oboru [15].....	24
Obrázek 17 Obdélníkový výřez levé nohy .....	29
Obrázek 18 Plocha plosky levé nohy ohraničená body .....	30
Obrázek 19 Boxplotový diagram rozložení teplot pro obě nohy srovnané ve 2 polohách 0 a 0_II.....	33
Obrázek 20 Boxplotový diagram rozložení teplot pro obě nohy srovnané ve 2 polohách 90 a -90 .....	34
Obrázek 21 Boxplotový diagram rozložení teplot všech poloh pro probanda 1 pro obě nohy.....	36
Obrázek 22 Boxplotový diagram porovnání mediánu teplot probanda 1 pro obě nohy v poloze 0.....	37
Obrázek 23 Obdélníkové výřezy zápěstí a hřbetu ruky .....	40



Obrázek 24 Pro další analýzu jsou vybrány průměrné hodnoty povrchové teploty z 2 ploch obdélníků.....	40
Obrázek 25 Zpracování hodnot povrchové teploty u probanda 1 po zátěži .....	41
Obrázek 26 Zpracování hodnot povrchové teploty u probanda 1 před zátěží .....	41
Obrázek 27 Krabicový graf rozložení systolické rychlosti krve[cm/s] před a po zátěži	43
Obrázek 28 Krabicový graf rozložení teploty zápěstí [°C] před a po zátěži .....	44
Obrázek 29 Krabicový graf rozložení teploty hřbetu ruky [°C] před a po zátěži.....	45

# SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Emisivita různých povrchů při konkrétních teplotách.....	8
Tabulka 2 Hlavní komponenty termokamery .....	12
Tabulka 3 Frekvence používané v medicíně a k nim přiřazené vlnové délky .....	13
Tabulka 4 Rychlosti zvuku šířené různými typy materiálu .....	14
Tabulka 5 Parametry přístroje Hadeco Bidop ES-100V3 použitý během zátěžových testů [13] .....	21
Tabulka 6 Parametry přístroje Flir i7 použitý během zátěžových testů [12].....	22
Tabulka 7 Možné výsledky statistického testu .....	26
Tabulka 8 Výsledky první nulové hypotézy pro všechny probandy .....	34
Tabulka 9 Výsledky druhé nulové hypotézy pro všechny probandy .....	35
Tabulka 10 Rozdíl mediánů teplot plosky nohou z jedné polohy do následující a výsledný medián pro všech 12 probandů v každé změně polohy .....	38
Tabulka 11 Systolická a střední rychlost toku krve, průměrné hodnoty povrchové teploty zápěstí a hřbetu ruky před a po zátěži a rozdíl těchto hodnot.....	42
Tabulka 12 Průměrná procentuální změna 4 parametrů před a po zátěži horní končetiny .....	45
Tabulka 13 Hodnoty, které reprezentují rozdíly před a po zátěži pro všechny zkoumané parametry .....	46
Tabulka 14 Hodnoty rozdílu systolické rychlosti a teplot zápěstí před a po zátěži a jejich funkce.....	49
Tabulka 15 Lineární regrese závislosti mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí. ....	49
Tabulka 16 Nelineární logaritmická regrese závislosti mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí. ....	51
Tabulka 17 Nelineární parabolická regrese závislosti mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí. ....	52
Tabulka 18 Nelineární exponenciální regrese závislosti mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí. ....	53

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Test normality rozložení teplot levé nohy pro prvního probanda v poloze 0.....	31
Graf 2 Test normality rozložení teplot pravé nohy pro prvního probanda v poloze 0 ...	31
Graf 3 Vývoj zátěžového testu v čase od první polohy po poslední.....	39
Graf 4 Rozložení rozdílů povrchových teplot zápěstí (včetně odlehlých hodnot) .....	47
Graf 5 Rozložení rozdílů teplot zápěstí po odstranění odlehlých hodnot.....	48
Graf 6 Nárůst systolické rychlosti toku krve má vliv na zvýšení povrchové teploty zápěstí .....	54

# ÚVOD

Termografie může být využita v medicíně k měření teploty na povrchu lidského těla a získání tak další informace o funkčnosti a stavu některých orgánů. Termografické vyšetření se dostává do popředí hlavně kvůli neinvazivnosti, možnosti jednoduchého, rychlého a bezbolestného měření. Proto se termovizní měření používá jako pomocné vyšetření při diagnostice některých onemocnění. Změna teploty může být determinována patologickými projevy, a proto jejím měřením získáváme potencionální možnost tyto stavy zaznamenat. Povrchová teplota lidského těla je stanovena především lokálním prokrvením kůže a výrazně ovlivněna teplotou okolí. Termografie se významněji využívá při vyšetření pohybového aparátu, kde se zjišťují teplotní změny vyvolány například zánětem, případně úrazem nebo poškozením měkkých struktur z přetížení. Metoda může být využita i při vyšetření neuromuskulárních poruch a monitorování vývoje pooperačních stavů. Hlavní výhodou termografického vyšetření je její neinvazivní použití, kdy se předchází poškození živého tkaniva lidského organismu. Vhodné použití této metody bylo prokázáno i v případě sledování stavu prokrvení u pacientů. Jednou z osvědčených metod pro sledování stavu kvality prokrvení v medicíně je dopplerovská ultrasonografie. Tato vyšetřovací metoda se využívá především při vyšetřování cév horních a dolních končetin. Lékař dokáže diagnostikovat například ischemii končetiny. Jedním z faktorů vzniku tohoto onemocnění je usazování aterosklerotických plátů uvnitř cévy. Tyto pláty znemožňují dostatečné proudění krve, což vede v určitých případech až k uzávěru cév. Pomocí ultrazvuku je lékař schopen vyšetřit neinvazivně pacienta, odhalit tak případné patologické stavy a včas doporučit pacienta k dalšímu vyšetření pomocí zobrazovacích metod.

Cílem práce je nalézt případnou korelaci mezi dopplerovským a termografickým vyšetřením. U vybrané skupiny probandů je sledován vliv fyzické zátěže na průtok krve v horních končetinách pomocí tužkového Dopplera a zároveň vliv na povrchovou teplotu měřenou pomocí termografie. V případě dolních končetin, jde o jejich polohování a sledován případný vliv na povrchovou teplotu. Data jsou statisticky zpracována a je zjišťována vzájemná korelace obou metod před zátěží a po zátěži. Potvrzení vhodného použití termografie, by mělo značný význam v případě klinického využití této metody, jako dalšího nástroje pro sledování kvality prokrvení končetin u pacientů.

Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Teoretickou část tvoří dvě kapitoly. První kapitola pojednává obecně o elektromagnetickém vlnění, infračerveném záření a dále základních principech infračervené termografie. V druhé kapitole jsou podrobně sepsány základní principy ultrazvuku, Dopplerova jevu a dopplerovské ultrasonografie.

Praktická část je tvořena popisem základní statistiky, která je použita na již předem zpracována data. Pro zátěžový test na dolních končetinách jsou formulovány hypotézy, jestli má změna polohy nohou značný vliv na změnu povrchové teploty plošek nohou. Dále je zkoumán časový vývoj povrchové teploty během celého testu po sobě jedoucích poloh. Zátěžový test pro horní končetiny má za úkol odhalit, jestli nárůst rychlosti toku krve má vliv na změnu povrchové teploty a najít regresní model a funkci popisující tento vztah.

# 1 ZÁKLADY INFRAČERVENÉ TERMOGRAFIE

Kapitola popisuje základy infračervené termografie od tepla, elektromagnetického spektra až po zákony, které popisují termovizi jako takovou.

Termografie využívá detekce a zobrazení elektromagnetického záření v oblasti vlnových délek infračerveného záření což odpovídá rozsahu 2-14  $\mu\text{m}$ .

Slovo „termografie“ je složeno ze dvou slov: termo a grafie (obraz). A to zjednodušeně znamená, že principem technologie termografie je energetický obraz (termogram), získaný pomocí infračervených nástrojů.

Můžeme tedy říct, že infračervená termografie je definována jako kolekce, zobrazování, ukládání a ohodnocení elektromagnetické radiace v rozmezí pro infračervené záření elektromagnetického spektra s využitím elektronického zobrazovacího zařízení. [1]

## 1.1 Energie

Slovo „energie“ pochází z řeckého slova *energeia*, co znamená aktivita, nebo operace. Energie je skalární fyzikální veličina, která charakterizuje stav soustavy. Existuje několik typů energií a zde jsou uvedeny tři:

- Kinetická energie – energie pohybu
- Potenciální energie – energie uložena v daném objektu
- Vnitřní energie – souvisí s částicovou strukturou objektu

Z hlediska infračervené termografie nás budou zajímat první dva druhy energie, protože všechny objekty obsahují kinetickou a potenciální energii. Kinetická molekulární energie způsobuje to, že se elektronový obal pohybuje kolem nukleonů v atomovém jádře. Jak se zvyšuje energie, elektronový obal se pohybuje čím dál rychleji okolo jádra. Když se náboje s opačnou polaritou odpuzují, tak to samé i atomy, a proto atomy ve všech tělesech vibrují. [1]

## 1.2 Teplo a teplota

Teplo je energie vyměněná mezi systémem a okolím jako důsledek teplotního rozdílu mezi nimi. Mějme teplotu horkého předmětu  $T_s$  a teplota prostředí, ve kterém se horký předmět nachází  $T_o$ . Tyto teploty  $T_s$  a  $T_o$  se budou měnit tak dlouho, dokud nedosáhnou teplotní rovnováhu –  $T_s = T_o$ . Tato změna teploty je způsobena přenosem energie mezi systémem a jeho okolím, kdy se mění vnitřní energie. Tento druh energie se dá definovat jako soubor potenciální a kinetické energie spojené s náhodným pohybem atomů a molekul daného předmětu. Přenos tedy začíná tím, že  $T_s$  a  $T_o$  mají různé teploty. Energie, která se tímto způsobem přenesla, se nazývá teplo a značí se  $Q$ . Fyzikální veličina „teplo“ může být kladné i záporné. Kladné teplo je tehdy, když je

dodáno do systému z okolí. Naopak je-li energie přenesena ze systému do jeho okolí, teplo je záporné.

Teplota je základem termodynamiky. Teplota patří mezi sedm základních veličin SI. Její jednotky jsou kelviny. Existuje dolní hranice, nazývaná absolutní nula – nula v Kelvinově stupnici. [2]

## 1.3 Tepelný převod

Převod tepla je definován jako energie, která je přenášena z objektů s vyšší teplotou na objekty s nižší teplotou. Tento převod je vyvolán rozdílností teplot. [1]

### 1.3.1 Vedení (konduktce)

Přenos vedením se děje přes dotyk částic s různou teplotou, kdy se tepelná energie z částic s vyšší teplotou dostává do molekul s nižší teplotou. Částice dělají kmitavý pohyb kolem svých rovnovážných poloh. Konduktce se odehrává ve všech možných formách těles: pevné, kapalně i plynné, kdykoliv nastává rozdíl teplot mezi částicemi. Plyny vedou teplo nejhůř kvůli rozptýlenému a řídkému uspořádání hmoty v plynu. Pevné látky, jako například kovy, jsou naopak nejlepšími vodiči tepla díky tomu, že jejich částice jsou těsně spojeny v krystalické struktuře.

Velkou úlohu při sledování rozdílnosti teploty na povrchu objektu hrají například konduktivita, tloušťka materiálu a vzdálenost, kterou musí energie překonat.

V případě velmi malého rozdílu teploty může nastat problém, kdy máme těleso, které je slabým vodičem tepla a/nebo energie musí překonat velikou vzdálenost k povrchu tělesa. Termokamera vidí jen vyzářenou energii z malé části povrchu daného objektu. A teda při vyhodnocování obrázku pořízených infračervenou termokamerou se musíme ptát na důležité otázky:

- Je materiál tělesa dobrým vodičem tepla?
- Jakou vzdálenost musí energie překonat, aby se dostala k povrchu? [1]

### 1.3.2 Proudění (konvekce)

Přenos energie v podobě tepla z místa s vyšší teplotou do míst s nižší teplotou pohybem tekutin (kapalin a plynů). Jsou dva typy proudění, a to přirozená a vynucená konvekce.

Přirozené proudění je vyvolané rozdílnými teplotami, jež ovlivňují hustotu tekutiny. S nárůstem teploty tekutiny dochází k jejímu rozpínání, čímž klesá hustota kapaliny. Vynucené proudění je vyvoláno vnější silou, která vyvolá proudění (zapnutý ventilátor, jež ochlazuje povrch tělesa). [1]

### 1.3.3 Záření (radiace)

Záření je emise energie ve formě elektromagnetických vln. Je mnoho druhů záření, a to od rádiových vln s dlouhými vlnovými délkami až po extrémně krátké vlnové délky gama záření.

Infračervené záření (neboli IR) je definováno jako emise energie vyzařující z každého tělesa s teplotou vyšší než absolutní nula (-273 °C nebo -459 °F). IR záření prostupuje plynem nebo vakuem v podobě elektromagnetických vln. Jde o mechanismus přenosu energie, jež nevyžaduje materiálové médium. Tato tepelná energie je vyzařována přes plyny i vakuum z povrchu těles (pevné látky nebo kapaliny) s vyšší teplotou na povrch těles s nižší teplotou prostřednictvím elektromagnetických vln. Energie elektromagnetických vln se po dopadu na těleso částečně pohltí, částečně odrazí a část se šíří dále. [1]

## 1.4 Elektromagnetické záření a jeho spektrum

### 1.4.1 Elektromagnetické záření

Elektromagnetické záření je definováno jako přenos energie z jednoho bodu k druhému pomocí střídajícího se elektrického a magnetického pole. Toto záření je ve formě elektromagnetických vln, a ne vždy je spojováno s převodem tepla. Převod tepla je závislý na rozdílnosti teplot, ale elektromagnetické záření nikoliv.

Elektromagnetická energie, zjednodušeně řečeno, je vlna, která má vlastnosti elektrické i magnetické zároveň. To znamená, že v elektromagnetickém poli se nachází obě pole a jsou natrvalo spojena.

Tyto vlny jsou popsány parametry:

- Rychlost
- Vlnová délka
- Frekvence

Rychlost šíření vln závisí na konkrétním typu vlny.

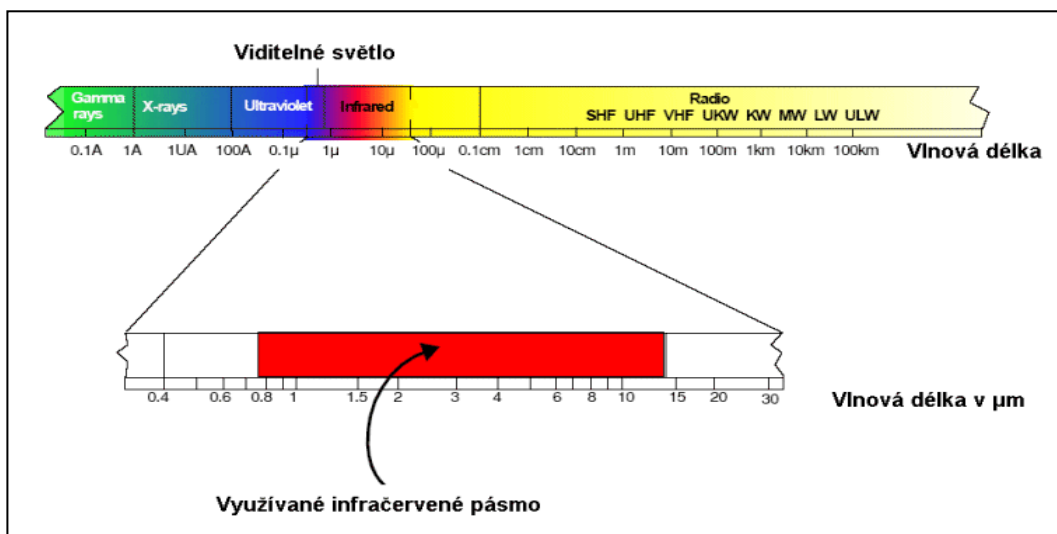
Ta část elektromagnetického záření, kde se nacházejí rádiové vlny, je popsána jejich frekvencí. Vezmeme si ku příkladu rádiovou stanici, kterou je potřeba si naladit na frekvenci 107,5 MHz. Toto popisuje frekvenci, kde 1 Hz je jeden vrchol vlny, která prochází daným bodem za sekundu.

Jiné části elektromagnetického záření jsou popsány jejich vlnovými délkami. Například infračervené záření spadá do části EM spektra mezi 1 a 1000 mikronů (milióntiny metra).

Vlnová délka je vzdálenost mezi dvěma vrcholy píku vlny. Vlny s větší vlnovou délkou mají nižší frekvenci než ty kratší vlny. Čím kratší je vlnová délka, tím vyšší energie má dané elektromagnetické záření. To znamená, že hlavními rozdíly mezi různými částmi spektra jsou frekvence, vlnová délka, a mechanismy vzniku záření. [3]

### 1.4.2 Elektromagnetické spektrum

Popisuje všechny dosud známé typy elektromagnetického záření. Vlnové délky EM záření se pohybují od dlouhých rádiových vln v řádu 1000 metrů a více až po krátkovlnné gamma záření, které se pohybuje v nanometrech.



Obrázek 1 Elektromagnetické spektrum a vyznačené infračervené pásmo [10]

Elektromagnetické záření (vlnění) je charakterizované vlnovou délkou, která určuje jeho fyzikální vlastnosti. Podle této vlastnosti se rozlišují druhy elektromagnetického záření. Některé z nich jsou uvedeny na obrázku 1. Tyto druhy elektromagnetického záření jsou odděleny neostrým barevným přechodem, protože hranice mezi jednotlivými druhy záření není ostrá.

Využívané pásmo v termografii je infračervené pásmo, které zaujímá oblast mezi rádiovými vlnami a viditelným světlem. Jak už bylo zmíněno, infračervené záření pohlcováno tělesem způsobuje ohřev daného tělesa mechanismy tepelné výměny.

## 1.5 Děje při vyzařování

Elektromagnetické záření emitují všechna tělesa, která mají teplotu vyšší než absolutní nula. Maximum intenzity emitovaného záření závisí na teplotě a můžeme ho najít v odlišné části spektra (různé vlnové délky) [3]

### 1.5.1 Černé těleso

Černé těleso je objekt, který se používá při popisu dějů probíhajících při vyzařování těles. Je však idealizovaným a teoretickým objektem, protože vyzáří největší možné množství energie při dané teplotě a pohltí veškerou energii, která dopadá na dané těleso. [3]

Záření dopadající na těleso může být absorbováno, odraženo nebo může tělesem procházet. Jestli nastane případ, kdy má těleso konstantní teplotu, tak jeho výkon emitovaného záření je stejný jako výkon absorbovaného záření. V případě, když se těleso ochlazuje, je vyzařování větší než absorpce. V opačném případě se těleso zahřívá. [4]



Intenzita vyzařování  $M$  ( $W.m^{-2}$ ) je dána podílem zářivého toku  $\Phi$  ( $W$ ) a plochy povrchu  $S$  ( $m^2$ ) zdroje záření

$$M = \frac{d\phi}{dS} \quad (1.1)$$

Ve vyzařovaném tepelném záření jsou obsáhnuty různé vlnové délky. Intenzita se skládá z příspěvků při jednotlivých vlnových délkách podle vztahu

$$M = \int_0^{\infty} M_{\lambda} d\lambda \quad (1.2)$$

kde

$M_{\lambda}$  spektrální hustota intenzity vyzařování ( $W.m^{-3}$ )

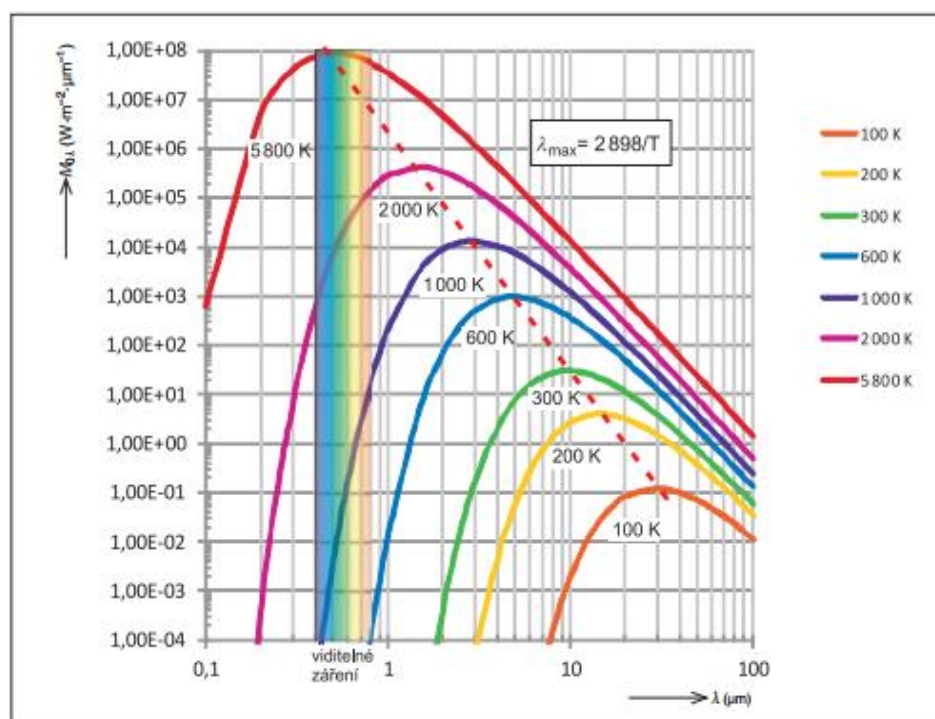
$\lambda$  vlnová délka ( $m$ ) [3]

## 1.5.2 Zákony pro vyzařování

### Planckův vyzařovací zákon

Popisuje spektrální hustotu intenzity vyzařování černého tělesa jako funkci vlnové délky a teploty. [3]

Na obrázku 2 je vidět, jak se mění průběh spektrální hustoty vyzařování, když se mění teplota tělesa. Pro každou teplotu existuje vlnová délka, na níž absolutně černé těleso vyzařuje s největší intenzitou



Obrázek 2 Vyzařování černého tělesa podle Planckova vyzařovacího zákona [3]

## Kirchhoffovy zákony

Kirchhoff definoval emisivitu reálného povrchu, aby popsal vyzařovací schopnosti povrchu v porovnání s vyzařováním absolutně černého tělesa. Emisivita ( $\varepsilon$ ) je poměr tepelného vyzařování při určité teplotě a vyzařování absolutně černého tělesa při stejné teplotě a za stejných podmínek.

Když nastane tepelná rovnováha, je emisivita rovna pohltivosti:

$$\varepsilon = \alpha \quad (1.3)$$

$$\varepsilon + \rho + \tau = 1 \quad (1.4)$$

kde

$\varepsilon$  – emisivita, emitované záření měřeného objektu, je poměr zářivého toku reálného objektu a černého tělesa při stejné teplotě

$\alpha$  – pohltivost (absorbance), je poměr pohlceného a dopadajícího zářivého toku

$\rho$  – odrazivost (reflektance), odražené záření okolných objektů z měřeného povrchu, je poměr odraženého a dopadajícího zářivého toku

$\tau$  – propustnost (transmitance), záření procházející tělesem a závisí od tloušťky a typu materiálu, je poměr prostupujícího a dopadajícího zářivého toku

To znamená, že čím nižší je stupeň emisivity, tím náročnější je měření daného objektu, tím vyšší je podíl odraženého infračerveného záření a tím důležitější je přesné nastavení odražené teploty (RTC). [5]

Když vezmeme v úvahu, že černé těleso maximálně vyzařuje i pohlcuje záření, vyjde nám emisivita  $\varepsilon = 1$  a také pohltivost  $\alpha = 1$  (ze vztahu  $\varepsilon = \alpha$ ).

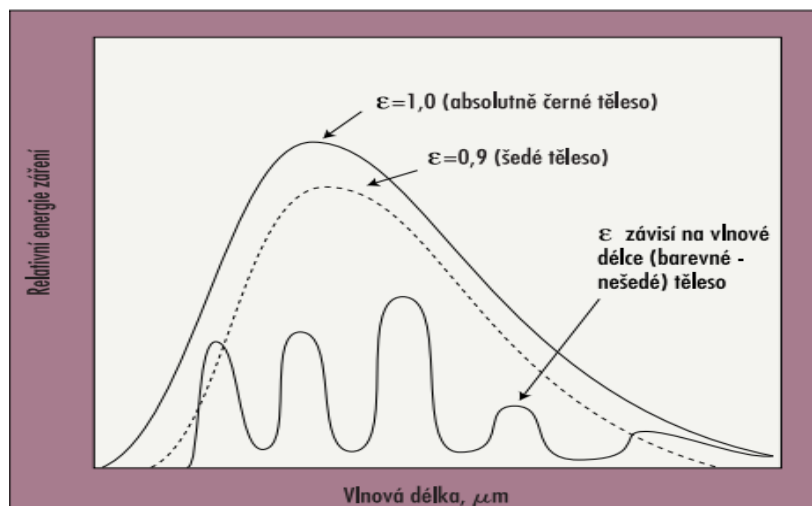
Emisivita závisí na:

- charakteru povrchu (kov, polovodič, plast atd.)
- stavu materiálu a jeho povrchu (teplota, drsnost, stupeň oxidace, stupeň zašpinění)
- vlnové délce
- směru vyzařování
- chemickém složení a struktuře materiálu
- polarizaci světla

Všechny reálné objekty a povrchy mají emisivitu menší než 1. Tyto reálné objekty se dělí buď na šedá tělesa, nebo na spektrální zářiče.

U šedých těles je známo, že emisivita nezávisí na vlnové délce záření, protože je konstantní v značném rozsahu vlnových délek. Emisivita těchto zářičů je  $\varepsilon < 1$  a jsou nejvhodnějšími kandidáty pro bezdotykové měření.

Tělesa, která mají pro různou vlnovou délku různou spektrální emisivitu  $\epsilon_\lambda$ , vykazují také různě velké odchylky od záření černého tělesa. Tyto tělesa se nazývají spektrální zářiče. Spektrální emisivita je vlastnost, která závisí na vlnové délce, na teplotě i na materiálu, kvalitě povrchu a na pozorovacím úhlu. [3]



Obrázek 3 Spektrální distribuce – závislost energie záření na vlnové délce [4]

V tabulce 1. se nachází příklady materiálů s různou emisivitou.

Charakteristika povrchu	Teplota povrchu $t$ (°C)	Emisivita $\epsilon$ (-)
Lidská pokožka	32	0,98
Voda	20	0,96
Papír (bílý, matný)	20	0,93
Dřevo hoblované	20	0,8-0,9
Železo zoxidované	100	0,74
Železo lesklé	150	0,16
Měď leštěná	100	0,03

Tabulka 1 Emisivita různých povrchů při konkrétních teplotách

### Stefanův-Boltzmannův zákon

Zákon, který vyjadřuje celkovou intenzitu vyzařování tělesa na všech vlnových délkách jako funkci teploty. Radiace, kterou těleso vyzařuje je úměrná čtvrté mocnině absolutní teploty povrchu. [3]

$$M = \varepsilon \sigma T^4 \quad (1.5)$$

kde

$\varepsilon$  – emisivita šedého tělesa

$\sigma$  – Stefan-Boltzmannova konstanta ( $\sigma = 5,67 \times 10^{-8} \text{ W / m}^2\text{K}^4$ )

$T$  – termodynamická teplota (K)

$M$  – intenzita vyzařování

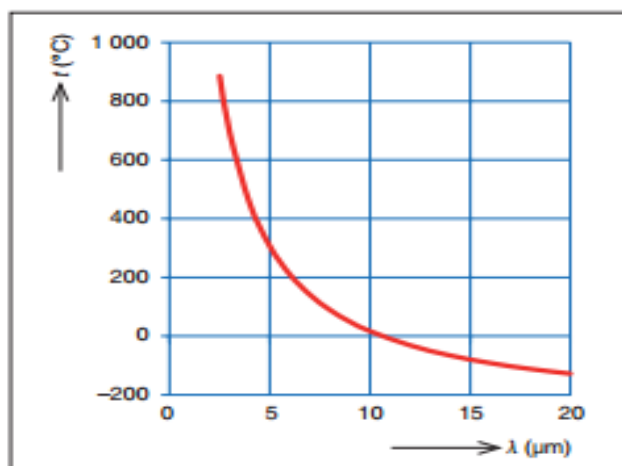
Další důležitý vztah je pro zářivý tok emitovaný tělesem plochy  $S$ :

$$\phi = S \varepsilon \sigma T^4 \quad (1.6)$$

Tenhle vztah nám říká, že při stejných teplotách šedého i černého tělesa je výsledná energie u šedého zářiče menší než vyzářená energie u černého tělesa, protože se počítá s hodnotou emisivity šedého tělesa.

### Wienův posunovací zákon

Zákon říká, že s rostoucí teplotou se maximum spektrální hustoty intenzity vyzařování posouvá směrem k menším vlnovým délkám. Obrázek 4 ilustruje Wienův posunovací zákon.



Obrázek 4 Teplota odpovídající  $\lambda_{max}$  podle Wienova zákona [3]

### 1.5.3 Emisivita a odražená teplota

Vztah mezi emisivitou a odraženou teplotou úzce souvisí a je nutné ji uvažovat pro správné stanovení absolutní teploty měřeného objektu. Teplota měřeného objektu je vyšší, než je teplota okolí (např. radiátor, jehož emisivita je rovna 0,9). Nastavení emisivity je příliš vysoké (např.  $\varepsilon = 1$ ), tak výsledná zobrazená teplota bude nízká. Opačný případ nastane, když nastavíme malou emisivitu (např.  $\varepsilon = 0,7$ ).

Měřené objekty s vysokým stupněm emisivity ( $\varepsilon \geq 0,8$ ) mají nízký stupeň odražené teploty ( $\rho$ ):  $\rho = 1 - \varepsilon$ . Teplotu u těchto objektů je možno velmi přesně měřit.

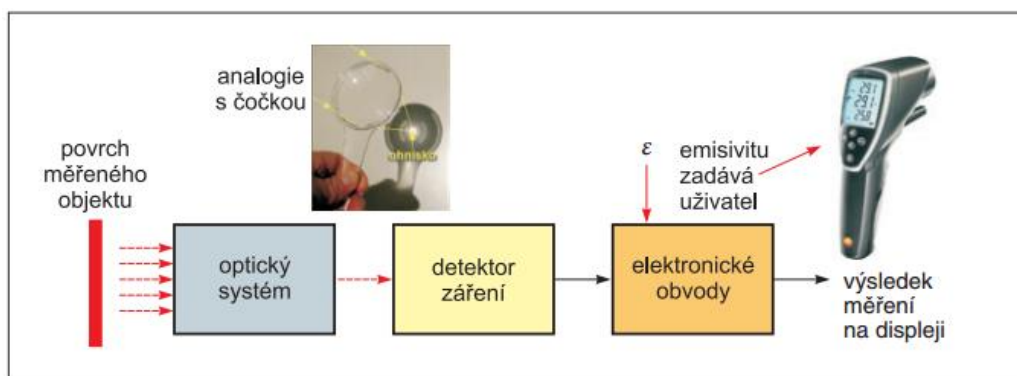
Měřené objekty s nízkým stupněm emisivity ( $\varepsilon \leq 0,6$ ) mají vysoký stupeň odražené teploty. Výsledky musí být posuzovány a určitě třeba nastavit kompenzaci odražené teploty, protože má dost značný podíl na výpočtu skutečné teploty. [5]

## 1.6 Bezdotykové měření teploty

Do kategorie bezdotykových teploměrů spadá IČ (infračervený) teploměr, jehož funkce je základem k pochopení tomu, jak funguje termokamera.

Název IČ teploměr je odvozen od oblasti elektromagnetického spektra a jeho vlnových délek měřeného záření. Podle toho (oblasti spektra) lze IČ teploměry rozdělit na širokopásmové, úzkopásmové a poměrové.

Uspořádání bezdotykového teploměru je schematicky znázorněno na následujícím obrázku 5.



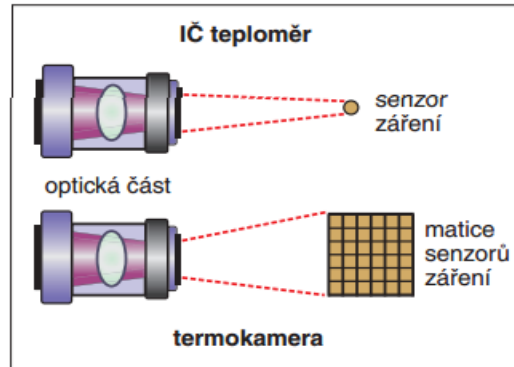
Obrázek 5 Schématické zobrazení bezdotykového teploměru [6]

Nejprve se tepelné záření v přístroji soustřeďuje optickým systémem (sestaven z čoček nebo zrcadel) na detektor. Tento optický systém ve většině případů funguje jako filtr a musí propouštět záření daných vlnových délek.

Všechny typy IČ teploměrů měří teplotu povrchu tělesa, nikoliv vnitřní teplotu. [6]

## 1.6.1 Termokamery

Hlavním rozdílem mezi termokamerami a IČ teploměry je v kolika bodech měří teplotu. U IČ teploměru je měření v jednom bodě, konkrétněji vypočte průměrnou teplotu v dané oblasti. U termokamer je základem určení teploty na povrchu velkých částí objektů. Termokamera je schopna kvantitativně měřit povrchovou teplotu objektů.

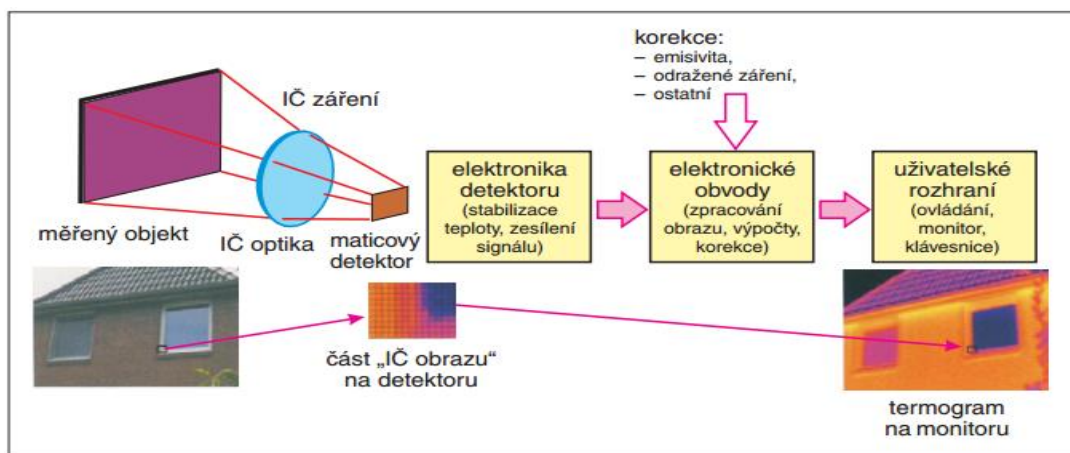


Obrázek 6 Detekční systémy IČ teploměru a termokamery [6]

Využívají se maticové detektory (obsahující velký počet jednotlivých senzorů záření) v rozmezí vlnových délek od 8 do 14  $\mu\text{m}$ . Tento detektor je tvořen dvourozměrnou maticí infračervených senzorů. Tyto senzory mohou být tepelné nebo fotonové.

Princip tepelných senzorů spočívá v odporovém materiálu, který mění elektrický odpor v závislosti na intenzitě dopadajícího IČ záření. Tyto maticové detektory není potřeba chladit. Spektrální citlivost tepelného senzoru je širokopásmová.

Principem fotonových senzorů jsou fotodiody, které dávají elektrický signál (po dopadu IČ záření) a tím se mění napětí. Tyto detektory jsou v mnoha případech citlivější, ale vyžadují chladiče, což prodražuje samotnou termokameru. Spektrální citlivost fotonového senzoru je naopak úzkopásmová. Tyto detektory se spíše používají pro výzkumné účely.



Obrázek 7 Schématické zobrazení termokamery [6]

Optická vstupní část je popsána výše a podobá se digitálnímu fotoaparátu.

Objektiv navíc musí propouštět IČ záření, a proto je vyroben z germania. Infračervený obraz se tvoří na maticovém detektoru, na který přes objektiv dopadá tepelné záření z povrchu měřeného objektu. Jsou tam k dispozici i potřebné signálové obvody pro analogovou a digitální úpravu signálu. Tyto signály ze senzorů detektoru jsou dále zpracovány v elektronických obvodech. Výstupem těchto obvodů je viditelný barevný obraz na monitoru – termogram. [6]

<b>Hlavní komponenty termokamery</b>
optika
maticový detektor s předzesilovačem
elektronické obvody (řízené mikroprocesorem)
pomocné senzory pro řízení termokamery a uživatelské rozhraní
monitor
Rozhraní pro komunikaci s PC

Tabulka 2 Hlavní komponenty termokamery

## 2 ZÁKLADY DOPPLEROVSKÉ ULTRASONOGRAFIE

### 2.1 Zvukové vlny

Zvukové vlny používané pro přípravu lékařských snímků se šíří přes fyzické médium (hlavně tkání nebo kapalinou). Nejvýznamnější zvukové vlny pro lidské ucho jsou ty, které se šíří ve vzduchu ze zdroje zvuku, např. hudební nástroj nebo zvoněk. Když zacinkáme zvonem, tak jeho povrch vibruje. Tento vibrující pohyb na povrchu zvonu tlačí proti molekulám vzduchu a tím uvádí do pohybu sousední molekuly. [7]

### 2.2 Frekvence

Zvuk je vnímán jako vibrace prostředí, kterým se šíří. Toto vibrování má určitou frekvenci neboli kmitočet, který definuje kolik je kmitů za jednu sekundu. To znamená, že 1 Hz je 1 kmit za sekundu. Zvukové vlny o frekvenci v rozmezí přibližně od 20 Hz do 20 kHz, jsou detekovány lidským uchem. Frekvence ultrazvukových vln je vyšší než 20 kHz a jsou lidským uchem neslyšitelné. Nejčastěji využívané ultrazvukové frekvence v medicíně se nacházejí v rozmezí 2-15 MHz. Podle průměrné hodnoty rychlosti zvuku šířícího se v měkkých tkáních  $c = 1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  je sestavena následující tabulka pro nejpoužívanější frekvence a k nim adekvátní vlnové délky. [7]

f (MHz)	$\lambda$ (mm)
2	0,77
5	0,31
10	0,15
15	0,1

Tabulka 3 Frekvence používané v medicíně a k nim přiřazené vlnové délky

### 2.3 Vlnová délka

Vlnová délka dané vlny je vzdálenost mezi dvěma amplitudami. Značí se symbolem lambda  $\lambda$  a její jednotkou je metr. Zvuková vlna určité frekvenci  $f$  se šíří médiem, kde dosahuje rychlost  $c$  a její vztah je  $\lambda = \frac{c}{f}$ . [7]



## 2.4 Ultrazvuk

Frekvence ultrazvuku jsou mechanické kmity o frekvenci vyšší, než je slyšitelná pro lidské ucho, tj. vyšší než 20 kHz. V lidském těle se ultrazvuk šíří různými způsoby, záleží na typu prostředí, kterým prochází. V měkkých tkáních a lidských tekutinách se ultrazvuk šíří formou podélného vlnění a jen v kostech (i v jiných pevných látkách) má podobu vlnění příčného. Zdrojem ultrazvuku bývá nejčastěji piezoelektrický nebo magnetostrikční měnič, který vytváří tlakovou ultrazvukovou vlnu a tím se vytvoří ultrazvukové pole. Rozlišujeme dvě oblasti tohoto pole: Fresnelova oblast co je blízké pole, v níž se ultrazvuk šíří s velkými výkyvy tlaku a pak Fraunhoferova oblast co je vzdálené pole, které je homogennější a využívá se k zobrazování. [11]

## 2.5 Rychlost zvuku

Rychlost šíření zvuku je dána prostředím, kterým se zvuk šíří. Materiálové vlastnosti ovlivňující rychlost šíření zvuku jsou hustota a tvrdost. Hustota je fyzikální veličina, která je určena podílem hmotnosti v rámci daného objemu. Obecně platí, že v plynech se šíří zvuk pomaleji než v kapalinách a v pevných látkách rychleji než v kapalinách. V následující tabulce jsou uvedeny různé materiály a rychlost šíření zvuku v nich. [7]

Materiál	c (ms <sup>-1</sup> )
játra	1578
ledviny	1560
tuk	1430
voda	1480
kost	3190-3406
vzduch	333

Tabulka 4 Rychlosti zvuku šířené různými typy materiálu

## 2.6 Akustická impedance

Akustická impedance je veličina, která popisuje ultrazvukové vlnění v daném šířícím se prostředí. Je to měřítko odpovědi a reakce částic prostředí – jak rychle se pohybují a jakým tlakem na ně ultrazvukové vlny působí v daný okamžik.

Impedance je definována jako hustota látky násobená fázovou rychlostí zvuku v dané látce.

$$z = \rho c \quad (1.7)$$

kde

$\rho$  – hustota

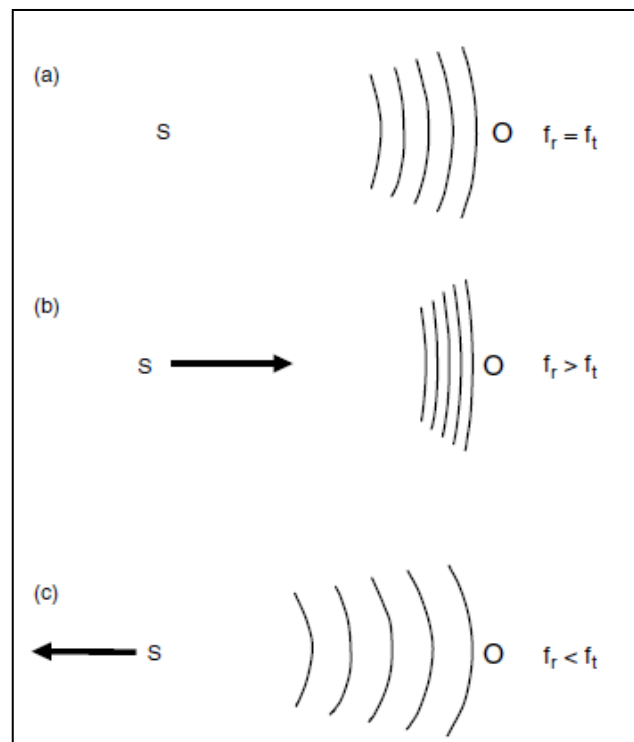
$c$  – fázová rychlost zvuku

$z$  – akustická impedance

Je také definována poměrem akustického tlaku a akustické rychlosti kmitavého pohybu částic. Tento pohyb částic je vyvolán zvukovou vlnou. [7]

## 2.7 Dopplerův jev

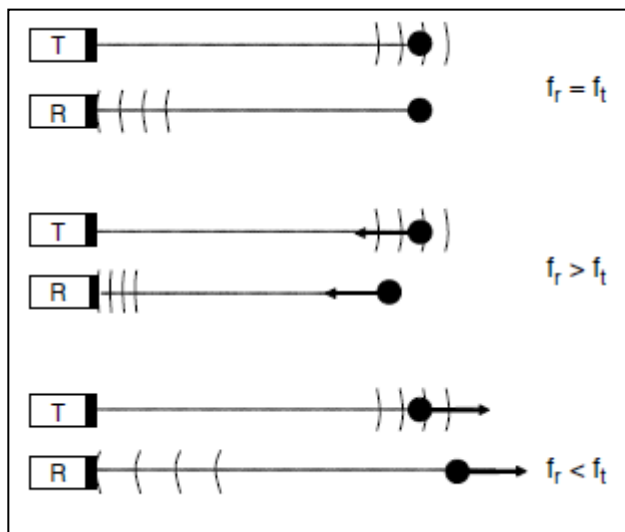
Dopplerův efekt je změna sledované frekvence zvukové vlny ( $f_r$ ) v porovnání s poslanou frekvencí ( $f_t$ ), která je vyslaná z určitého zdroje a je relativní vzhledem k pohybu mezi zdrojem zvuku a pozorovatelem. Dopplerův jev popisuje obrázek 8, kde za a) nevidíme žádný pohyb mezi pozorovatelem (O) a zdrojem (S), za b) zdroj se blíží k pozorovateli a pozorovatel detekuje vyšší frekvence, než jsou vysílány, za c) zdroj se vzdaluje od pozorovatele a ten detekuje menší frekvence, než jsou vysílány zdrojem.



Obrázek 8 Dopplerův jev jako výsledek pohybu mezi pozorovatelem (O) a zdrojem (S) [7]

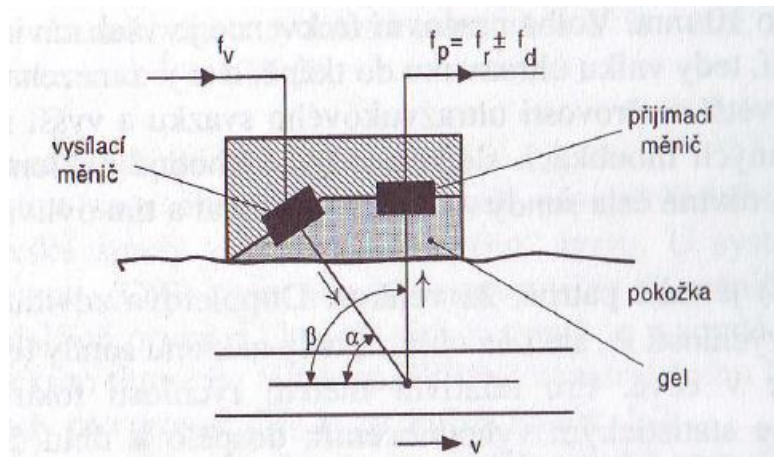
Nezávisle na tom, jestli se zdroj nebo pozorovatel pohybuje, frekvence je úměrná relativní rychlosti mezi zdrojem a pozorovatelem. V prvním případě, kdy je v pohybu jeden směrem od druhého nebo opačně, pozorovatel bude přijímat nižší frekvence, než jaká je vysílána ze zdroje zvukového vlnění. V tom druhém případě se zdroj nebo pozorovatel pohybují k sobě, pozorovatel bude přijímat nižší frekvence, než jaká je vysílána ze zdroje zvuku. [7]

Ultrazvuk se využívá k měření krevního toku při detekci změny frekvence, která je ultrazvukem rozptýlená v pohybující se krevním řečišti. Převodník je uchycen stabilně. Na obrázku 9 jsou ukázány tři případy, kde sonda vysílá ultrazvuk a ten naráží na krev (konkrétně erythrocyty) a následně se vrací zpátky na převodník. Jsou tam dva objekty, přenašeč (T) a příjemce (R) ultrazvuku. Horní část obrázku říká, že se krev ani sonda nepohybují, a to znamená, že se obě dvě frekvence rovnají. Ve střední části obrázku se krev pohybuje ve směru k sondě. Frekvence ultrazvuku, kterou převodník přijal je větší než ta, kterou vyslal. V posledním případě na spodní části obrázku se krev pohybuje směrem od sondy. Frekvence ultrazvuku, kterou převodník přijal je menší než ta, kterou vyslal. [7]



Obrázek 9 Různé děje při vysílání ultrazvuku sondou [7]

Využitím Dopplerova jevu je ultrazvuk schopný měřit a detekovat pohyb či průtok krve cévami, a to díky existenci erythrocytů, které odrážejí vlny vyslané převodníkem, v proudícím médiu. Princip je ukázán na obrázku 10. [8]



Obrázek 10 Princip ultrazvukové sondy s 2 měniči, kde jeden vysílá určitou frekvenci a druhý měnič přijímá [8]

### Mechanismus měření rychlosti toku krve

Frekvence ultrazvukové vlny vysílaná měničem je  $f_v$ . Frekvence ultrazvukové vlny přijímaná nazpět je  $f_p$ . Rychlost, kterou se pohybují erythrocyty v tekoucí krvi je  $v$ . Frekvence přijímaného signálu se od frekvence vysílaného signálu liší o Dopplerův zdvih. Ten je dán těmito parametry: rychlostí krve, průměrnou rychlostí ultrazvukové vlny ve tkáni  $c$  a úhly  $\alpha$  a  $\beta$ . [8]

$$f_p = f_v \frac{1 + \frac{v \cos \alpha}{c}}{1 - \frac{v \cos \beta}{c}} \quad (1.8)$$

Konstrukčně je dopplerovská sonda provedena tak, že úhly  $\alpha$  a  $\beta$  jsou totožné. Po úpravách dostaneme Dopplerovu rovnici:

$$f_d = f_r - f_t = 2f_t \frac{v}{c} \cos \theta, \quad (1.9)$$

kde

$f_d$  – Dopplerův zdvih

$f_t$  – frekvence vyslaná ultrazvukem

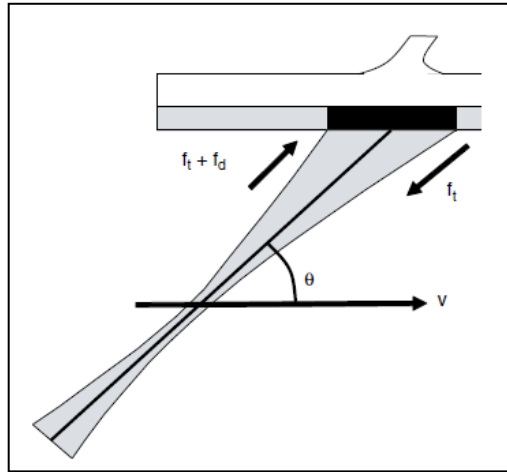
$f_r$  – frekvence přijata ultrazvukem

$v$  – rychlost pohybu krve

$c$  – rychlost šíření ultrazvuku v krvi

$\theta$  – úhel mezi paprskem a směrem pohybu

Detekovaná frekvence  $f_d$  (Dopplerův zdvih) je závislá na ultrazvukem vyslanou frekvenci, rychlosti ultrazvuku  $c$  a rychlosti toku krve  $v$ . Na následujícím obrázku 11 je znázorněn paprsek ultrazvuku, který je produkován lineárním polem. Černě jsou zobrazeny aktivní elementy.



Obrázek 11 Zobrazení ultrazvukového paprsku a všech veličin z Dopplerovské rovnice [7]

Je-li úhel  $\theta$  znám je možné určit rychlost protékající krve využitím frekvence Dopplerova zdvihu z Dopplerovské rovnice (1.9). Vztah pro rychlost:

$$v = \frac{cf_d}{2f_t \cos \theta} \quad (2.0)$$

kde

$f_d$  – Dopplerův zdvih

$f_t$  – frekvence vyslaná ultrazvukem

$v$  – rychlost pohybu krve

$c$  – rychlost šíření ultrazvuku v krvi

$\theta$  – úhel mezi paprskem a směrem pohybu

Úhel  $\theta$  mezi paprskem a směrem pohybu krevního toku má vliv na výsledek. Ne všechny cévy jdou paralelně s kůží, a proto se úhel může měnit. Uživatel si dokáže měnit úhel tím, že orientuje sondu na povrchu kůže a snaží se dosáhnout co nejvyšší neboli nejvhodnější frekvence  $f_d$ . Taktéž se volí pracovní frekvence jako kompromis s ohledem na klinický obor a druh aplikace. Závisí na požadované hloubce sledování, tedy vniku ultrazvuku do tkáně, a ta je omezena útlumem. Obvykle nejvyšší hodnota  $f_d$  nastává, když je úhel  $\theta$  roven 0 a cosinus je roven 1. Naopak k nejmenší hodnotě frekvence  $f_d$  dochází, když se úhel  $\theta$  blíží 90°. Běžně se úhel nastavuje pod 60°, kdy se dosahuje kvalitní spektrální křivky. S rostoucí pracovní frekvencí však vzrůstá i útlum a absorpce ultrazvuku ve tkáních. Nižší pracovní frekvence sníží útlum ultrazvuku, ale sníží se i hodnota Dopplerova zdvihu nutná pro další vyhodnocení. Když se ultrazvuk odráží od hlouběji uložených struktur, je nutné zvýšit citlivost přijímače signálu nebo zvýšit hodnotu intenzity ultrazvuku. Při zvyšování hodnoty intenzity je doktor limitován hodnotou nejvyšší přípustnou intenzitou ultrazvuku v diagnostice do 7,2 kW/m<sup>2</sup>. Jak již bylo zmíněno, dopplerovské měřiče rychlosti toku krve pracují s frekvencemi v rozmezí 2-15 MHz. [7,8]

## 2.8 Rychlostní profil krevního řečiště

Rychlost proudění jednotlivých erytrocytů v krevním řečišti není konstantní, protože závisí na průměru, délce cévy a na rozdílu tlaku mezi konci cévy.

Rozlišujeme dva typy proudění, a to laminární a turbulentní. Když krev proudí laminárně, znamená to, že vektory rychlostí v jednotlivých vrstvách proudící krve jsou navzájem rovnoběžné. U fyziologických případů má rychlostní profil téměř ve všech periferních cévách charakter laminárního proudění. Vektory rychlostí vytváří parabolický profil toku krve. Při turbulentním proudění vznikají víry v cévách. Výskyt turbulentního proudění je fyziologický v určitých úsecích řečiště pouze po fyzické námaze. Kritická rychlost proudění, při které dochází k této změně, je dána Reynoldsovým číslem. Pokud je hodnota nižší než 1000 (kritická hodnota), značí to laminární proudění, a naopak při vyšší hodnotě než 1000 se laminární proudění mění v turbulentní (částice víří). [8,9]

$$R_e = \frac{D\bar{v}}{\nu} \quad (2.1)$$

kde

$R_e$  – Reynoldsovo číslo

$D$  – průměr cévy/trubice

$\bar{v}$  – střední rychlost proudění

$\nu$  – kinematická viskozita krve

## 2.9 Interakce ultrazvuku a tkání

Interakce závisí na charakteru tkáňových struktur. Při přechodu ultrazvukové vlny z prostředí akusticky hustšího do prostředí akusticky řidšího dochází k lomu ke kolmici. Na strukturách, které mají menší velikost, než je vlnová délka dopadajícího akustického vlnění dochází při vzniku dopplerovského signálu rozptyl nazýván Raileighův rozptyl. Děje se to u červených krvinek, které mají velikost  $7 \times 2 \mu\text{m}$  a vlnová délka ultrazvuku při frekvenci  $f = 5 \text{ MHz}$  je rovna  $300 \mu\text{m}$ . K útlumu ultrazvukové vlny dochází v každém prostředí, kde se absorbuje akustická energie a vznikne již zmíněný rozptyl. Někdy také dochází k ohybu, tedy difrakci ultrazvukových vln, což vede ke vzniku artefaktů v obrazu. Všechny tyto fyzikální jevy zkreslují pravou histologickou strukturu zobrazované tkáně. [11]

## 2.10 Dopplerův jev a ultrazvuk

Když se přibližuje zdroj akustického vlnění k pozorovateli, ten vnímá vyšší frekvenci, než je skutečná hodnota frekvence vyslaného vlnění. Naopak když, se vzdaluje zdroj akustického vlnění od pozorovatele, ten vnímá nižší frekvenci. K tomuto jevu dochází i když se zdroj vlnění nehýbe a pohybuje se reflektor, na němž se odráží akustické vlnění. Toho využívají dopplerovské měřiče rychlosti proudící krve a

detektory pohybu krve. Jak již bylo zmíněno, erytrocyty jsou odrazové struktury v krvi a působí spíše jako bodové zdroje rozptylu, což podmiňuje vznik kruhových vlnoploch. Ty se šíří všemi směry, mezi sebou interferují a dochází k jejich časové i prostorové sumaci. Počet erytrocytů má značný vliv na velikost amplitudy odražené vlny, která jde zpět ke zdroji. Tato část energie odražené vlny je důležitá pro vznik dopplerovského signálu. [11]

## 3 CÍLE PRÁCE A METODIKA

### 3.1 Cíl práce

Hlavním cílem této práce je zjistit vzájemnou korelaci z naměřených dat. Korelace metod Doppler a infračervená termografie by měla značný význam v případě klinického využití termografie, jako nástroje pro sledování kvality prokrvení končetin.

Metody dosažení cíle:

- sestavení optimálního zátěžového testu
- zpracování získaných snímků a dat v určených programech
- statistická analýza dat a interpretace výsledků

Dílčí cíle:

- správné zacházení s přístroji: tužkový Doppler a infračervená termokamera
- analýza termosnímků dolních a horních končetin v programu FLIR QuickReport
- popis změn parametrů před a po zátěži

### 3.2 Metodika

Metodika zátěžového testu, která byla použita na skupinu probandů, vychází z experimentálního zkoušení. Bylo zjišťováno, při jaké frekvenci a jak dlouhém čase zátěže se mění měřené parametry. Taktéž je test rozdělen na dvě části – zátěžový test pro horní končetiny a test pro dolní končetiny.

#### 3.2.1 Přístroje

Během zátěžového testu jsou využívány dva přístroje – termokamera Flir i7 a tužkový Doppler Hadeco Bidop ES-100V3.

<b>Hadeco Bidop ES-100V3</b>	
Sonda	BT8M05S8C; 8 MHz; 65.5 mW/cm <sup>2</sup>
Rozsah frekvencí	80 / 200 Hz do 5 kHz
Výstup reproduktoru	200 mW a víc
Nastavení režimů	Paměť, Vlnové pásmo, Směr, Časová osa, Další
Číselná data	Systolická, diastolická a střední rychlost, RP, PI, SD, HR

Tabulka 5 Parametry přístroje Hadeco Bidop ES-100V3 použitý během zátěžových testů [13]



FLIR i7 parametry	
<b>Rozlišení senzoru</b>	140 x 140
<b>Teplotní citlivost</b>	< 0.1°C
<b>Teplotní rozsah</b>	-20°C...+250°C
<b>Zorné pole</b>	29° x 29°
<b>Měřicí funkce</b>	1 bod, 1 oblast
<b>Izoterma</b>	Ano, nad / pod
<b>Software</b>	Flir Tools, Quick Report

Tabulka 6 Parametry přístroje Flir i7 použitý během zátěžových testů [12]

### 3.2.2 Charakteristika skupiny

Za cílovou skupinu byla zvolena skupina zdravých studentů obou pohlaví ve věku od 18 do 25 let. Každý subjekt byl před zahájením seznámen s náplní experimentu.

### 3.2.3 Způsob zatěžování

#### Zátěžový test pro horní končetiny

Proband sedí na židli v klidné poloze 5 minut, aby došlo k ustálení povrchové teploty a prokrvení končetin. Těsně před samotným cvičením jsou pořízeny termografické snímky pravé ruky a taktéž je změřena rychlost průtoku krve tužkovým Dopplerem Hadeco Bidop ES-100V3. Sonda byla umístěna manuálně pod úhlem okolo 60° na *a. radialis*. Měření byla prováděna nejprve v klidu a bezprostředně po lokální zátěži. Zátěžové cvičení – 30 zdvihů činkami o hmotnosti 3 kg. Po vykonání zátěžového cvičení je opět změřena rychlost proudění krve a povrchová teplota na pravé končetině.

#### Zátěžový test pro dolní končetiny

Proband leží na rovném povrchu v klidu 5 minut bez ponožek, aby se ustálila povrchová teplota a prokrvení končetin. Těsně před samotným polohováním končetin se pořídí termosnímkový pravého i levého chodidla. Nohy jsou polohovány zvednutím do výšky 1 m a ze spodní části podepřeny. Snímky chodidel jsou snímány každých 30 sekund po dobu 5 minut. Následně jsou končetiny polohovány do vodorovné polohy (výchozí pozice) a opět jsou snímkovány každých 30 sekund po dobu 5 minut. Po uplynutí této doby je proband usazen a nohy jsou polohovány volně svěšením z postele, tak aby se zamezil styk končetin se zemí. Následuje opakované snímkování chodidel po dobu 5 minut každých 30 sekund.

### Polohy během zátěžového testu:



Obrázek 12 vodorovná poloha 0



Obrázek 13 zvednuté nohy do polohy 90



Obrázek 15 vodorovná poloha 0\_II



Obrázek 14 svěšené nohy poloha -90

Během měření povrchové teploty periferních částí těla, jako například plosky noh, je nutno zajistit delší dobu aklimatizace, hlavně když měření probíhá bezprostředně po působení probanda v jiném teplotním prostředí, než je měřicí místnost.

## 4 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT A JEJÍ INTERPRETACE

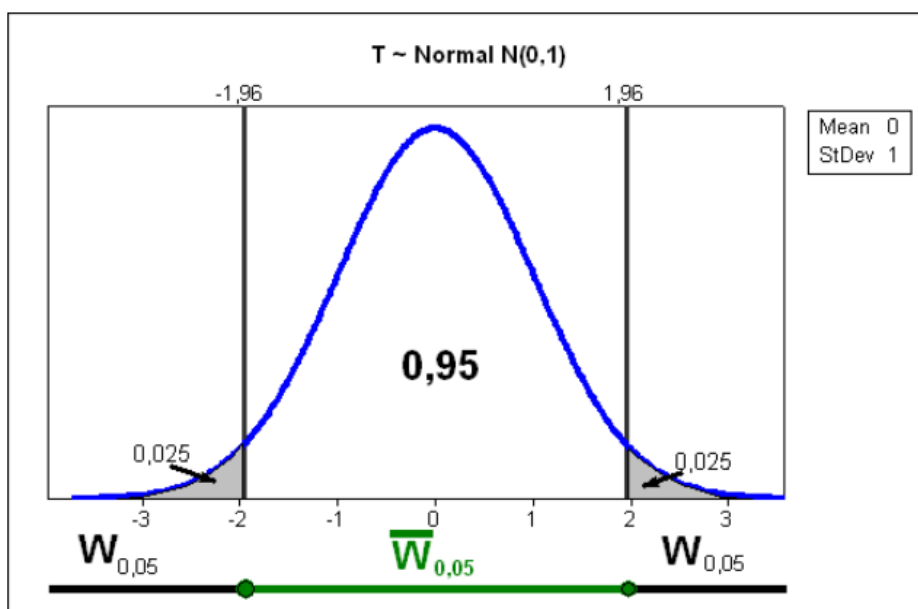
### 4.1 Nulová a alternativní hypotéza

**Statistická hypotéza  $H$**  je tvrzení o vlastnostech rozdělení pravděpodobnosti pozorované náhodné veličiny  $X$  s distribuční funkcí  $F(x, \theta)$  nebo náhodného vektoru  $(X, Y)$  se simultánní distribuční funkcí  $F(x, y, \theta)$  apod.

**Test statistické hypotézy** je postup, jímž ověřujeme danou hypotézu. Proti testované hypotéze  $H_0$ , nazývané také nulová hypotéza, stavíme tzv. alternativní hypotézu  $H_A$ , kterou volíme dle úlohy.

Nulová hypotéza je většinou opakem toho, co chceme výzkumem prokázat, když zahajujeme studii a sběr dat. Alternativní hypotéza přesně vymezuje, do jaké situace se dostáváme, když nulová hypotéza neplatí.

Pro testování hypotézy  $H: \theta = \theta_0$  proti nějaké alternativní hypotéze  $H_A$  se konstruuje vhodná statistika  $T(X_1, \dots, X_n)$ , tzv. testové kritérium. Obor hodnot testového kritéria  $T(X_1, \dots, X_n)$  se za předpokladu, že platí hypotéza  $H: \theta = \theta_0$ , rozdělí na dvě podmnožiny: kritický obor  $W$  a jeho doplněk  $\bar{W}$  (viz Obrázek 16).



Obrázek 16 Určení kritického oboru [15]

Kritický obor  $W$  se vzhledem k alternativní hypotéze  $H_A$  stanoví tak, aby pravděpodobnost toho, že testové kritérium  $T(X_1, \dots, X_n)$  nabude hodnotu z kritického oboru  $W$ , byla nejvýše  $\alpha$ .

Číslo  $\alpha > 0$  je **hladina významnosti testu** a volíme ji blízkou nule, nejčastěji nabývá hodnot 0,05 anebo 0,01. Někdy se uvádí také v %, obvykle 5 % anebo 1 %.

Jestliže tzv. pozorovaná hodnota testového kritéria  $t = T(X_1, \dots, X_n)$  na získaném statistickém souboru  $(x_1, \dots, x_n)$  padne do kritického oboru, zamítáme hypotézu  $H_0$  (rozdíl je statisticky významný) a současně nezamítáme hypotézu  $H_A$  na hladině významnosti  $\alpha$ . Jestliže naopak nepadne  $t$  do kritického oboru, nezamítáme hypotézu  $H_0$  (rozdíl není statisticky významný) a současně zamítáme hypotézu  $H_A$  na hladině významnosti  $\alpha$ .

Využívá se i hodnota  $p$  (p-value, p-level). Čím menší je  $p$ , tím méně důvěryhodná je nulová hypotéza. Jestli  $p < \alpha$ , pak zamítám  $H_0$  a současně nezamítáme hypotézu  $H_A$  na hladině významnosti  $\alpha$ . [14,15]

Hladinou významnosti  $\alpha$  určujeme riziko chybného zamítnutí nulové hypotézy a zároveň tím vymezujeme, jaký velký rozdíl od nulové hypotézy jsme ochotní tolerovat jako důsledek vlivu spojených s tím, že pracujeme s náhodným výběrem. Jestli pracujeme s 5 % ( $p = 0,05$ ) hladinou významnosti, pak riziko, že zamítnutím nulové hypotézy zamítneme hypotézu správnou, je 5 %. [16]

Alternativní hypotézu k nulové hypotéze:  $H_0: \theta = \theta_0$  bychom mohli vyjádřit takhle:

- 1) Oboustranné alternativy  $H_1: \theta \neq \theta_0$
- 2) Jednostranné alternativy
  - levostranná alternativa  $H_1: \theta < \theta_0$
  - pravostranná alternativa  $H_1: \theta > \theta_0$

Příklad:

- 1) Nulová hypotéza (parametrická): Střední hodnota výšky studentů je 175 cm.
  - Jednostranná alternativní hypotéza: Střední hodnota výšky studentů je menší než 175 cm.
  - Oboustranná alternativní hypotéza: Střední hodnota výšky studentů není 175 cm.
- 2) Nulová hypotéza (neparametrická): Výška studentů má normální rozdělení.
  - Alternativní hypotéza: Výška studentů nemá normální rozdělení. [15]

#### 4.1.1 Chyba I. A II: druhu a síla testu

Rozhodování o nulové hypotéze na 5 % nebo na jiné hladině významnosti může vést ke vzniku dvou možných chyb.

Za prvé můžeme zamítnout nulovou hypotézu (řekneme  $p < 0,05$ ), i když ve skutečnosti

platí. To se nazývá chyba I. druhu.

Za druhé můžeme dostat nevýznamný výsledek (řekneme  $p > 0,05$ ), i když nulová hypotéza ve skutečnosti neplatí. To se nazývá chyba II. druhu.

Pravděpodobnosti chyby I. a II. druhu jsou označovány  $\alpha$  a  $\beta$ . Hodnota  $\beta$  závisí jak na velikosti zkoumaného efektu, tak na rozsahu výběru.

Rozhodnutí	Skutečnost	
	$H_0$ platí	$H_0$ neplatí, platí $H_A$
Nemůžeme zamítnout $H_0$ (nevýznamný výsledek)	Správné rozhodnutí	Chyba II.druhu (s pravděpodobností $\beta$ )
Zamítneme $H_0$ (významný výsledek)	Chyba I.druhu (s pravděpodobností $\alpha$ )	Správné rozhodnutí

Tabulka 7 Možné výsledky statistického testu

## 4.2 Kruskal – Wallis neparametrický test

Kruskal Wallisův test použijeme pro prokázání rozdílů v jednotlivých skupinách v případě, že je třeba porovnat více než 2 soubory, které nemají normální rozložení dat.

Základní podmínky použití:

- 1) Měrná stupnice je přinejmenším ordinální
- 2) Všechny hodnoty jsou zjištěny u náhodných výběrů
- 3) Normalita není vyžadována

Testovacího kritérium, podle kterého provádíme rozhodnutí o platnosti (neplatnosti) nulové hypotézy, se liší v závislosti na použitém testu. Existuje mnoho testovacích kritérií, výpočet závisí na povaze dat a testované hypotéze. Testovým kritériem u Kruskal – Wallis testu je hodnota  $H$ . Nulovou hypotézu zamítáme, jestliže vypočítané testové kritérium  $H$  je větší než kritická hodnota testového kritéria  $\chi^2$ . [17]

## 4.3 Parametrický Studentův $t$ -test

Nejčastěji používaným parametrickým testem je studentův  $t$ -test, který se používá k testování 2 středních hodnot  $\mu$ . Ve vybraném experimentu usuzujeme na účinnost pokusného zásahu (velmi často mezi pokusnou a kontrolní skupinou) podle námi zvolené statistické významnosti testovaného rozdílu středních hodnot.

### 4.3.1 Jednovýběrový $t$ -test

Používá se v situacích, kdy známe střední hodnotu  $\mu$  základního souboru a ta je považována za konstantu. Ověřujeme hypotézu, že výběrový soubor pochází z populace, která disponuje se stejnou střední hodnotou jako tato známá konstanta.

$H_0: \mu = \text{konst.}$

- Je-li  $p$ -hodnota  $\leq 0,05$  tak je statisticky významný rozdíl mezi střední hodnotou  $\mu$  a známou konstantou ( $\alpha = 0,05$ )
- Je-li  $p$ -hodnota  $\leq 0,01$  tak je statisticky vysoce významný rozdíl mezi střední hodnotou  $\mu$  a známou konstantou ( $\alpha = 0,01$ )
- Je-li  $p$ -hodnota  $\geq 0,05$  tak je statisticky nevýznamný rozdíl mezi střední hodnotou  $\mu$  a známou konstantou ( $\alpha = 0,05$ )
  - ➔ Tzn. nezamítáme nulovou hypotézu  $H_0$  -> výběrový soubor pochází z populace se známou střední hodnotou  $\mu$

### 4.3.2 Dvojvýběrový t-test

Používá se tehdy, když neznáme střední hodnotu základního souboru. Hodnocení experimentů, kdy porovnáváme jen dva soubory výběrových dat. Jsou dva druhy testů, a to když jsou data představována dvěma nezávislými skupinami měření („nezávislé výběry“ neboli „nepárový pokus“) nebo dvě měření provedené u jedné skupiny jedinců (například měření před aplikací zásahu a po aplikaci – tzv. „závislé výběry“ neboli „párový pokus“).

Na získaných datech byl proveden jen párový  $t$ -test a proto je dále vysvětlen princip pouze tohoto testu.

#### Párový t-test

Data pocházejí ze subjektů, na kterých byly provedeny dvě měření, tzn. u jednoho výběrového souboru se provádí dvě měření (jedno měření před a druhé měření po aplikaci pokusného zásahu).

Testuje se hypotéza, že střední hodnota měření před zásahem a po zásahu se rovná. Princip výpočtu je založen na zjištění aritmetického průměru  $\bar{x}$  a směrodatné odchylky  $s$  (resp. rozptyl  $s^2$ ) z rozdílů párových hodnot u výběrového souboru ( $n$  – počet párů). Poté se vypočte testovací kritérium  $t$ .

$$t = \frac{|\bar{x}|}{\sqrt{\frac{s^2}{n}}} \quad (2.2)$$

- Je-li  $p$ -hodnota  $\leq 0,05$  tak je statisticky významný rozdíl mezi střední hodnotou  $\mu_1$  a střední hodnotou  $\mu_2$  ( $\alpha = 0,05$ )
- Je-li  $p$ -hodnota  $\leq 0,01$  tak je statisticky vysoce významný rozdíl mezi střední hodnotou  $\mu_1$  a střední hodnotou  $\mu_2$  ( $\alpha = 0,01$ )
  - Zamítá se nulová hypotéza  $H_0$ , tzn. střední hodnota měření před pokusem se liší od střední hodnoty měření po pokusu
- Je-li  $p$ -hodnota  $\geq 0,05$  tak je statisticky nevýznamný rozdíl mezi střední hodnotou  $\mu_1$  a střední hodnotou  $\mu_2$  ( $\alpha = 0,05$ )

- Nezamítá se nulová hypotéza  $H_0$ , tzn. že střední hodnota měření před pokusem se neliší od střední hodnoty měření po pokusu [19]

## 4.4 Regresní a korelační analýza

Zabývá se hodnocením závislosti mezi dvěma a více kvantitativními statistickými znaky. Kauzální závislost je, když příchod určitého jevu vyvolá existenci jiného jevu.

Existují dva druhy závislosti: pevná a volná závislost. Jestli ke výskytu jednoho jevu je jednoznačně přiřazen výskyt jiného jevu, jde o **pevnou závislost**. Je to vztah, který nastane s pravděpodobností 1, tzn. že ke každé hodnotě jedné proměnné je přiřazena jedna hodnota jiné proměnné. Častěji vyskytující se závislost je **volná**, která se také označuje jako **statistická závislost**. Změna jedné proměnné vyvolá určitou změnu druhé proměnné. Metoda regresní a korelační analýzy slouží k matematickému popisu statistické závislosti.

V experimentu se zjišťuje, jak závislá proměnná  $y$  závisí od nezávislé proměnné  $x$ . Během měření se tyto veličiny odměřily  $n$ -krát. **Regrese** je vyjádření hodnoty závislé proměnné ze známých hodnot nezávislých proměnných. Je to taktéž statistická metoda, která stejně jako korelační analýza hledá závislosti. Regrese ale taktéž určuje tvar vztahu mezi proměnnými  $X$  a  $Y$  statistické závislosti.

Jestli se závislá proměnná vyjádří pomocí lineárního vztahu, jde o lineární regresi, která se zachycujeme proložením bodů přímkou. Jestli závislost není lineární, její průběh se vyjádří vhodní nelineární (logaritmickou, mocninovou, exponenciální atd.) regresní funkcí.

U nelineární regresní funkci se koeficienty určují přímo pomocí metody nejmenších čtverců, nebo nepřímo transformací na lineární regresní křivku. Metoda nejmenších čtverců minimalizuje součet čtverců rozdílů regresních chyb. [18]

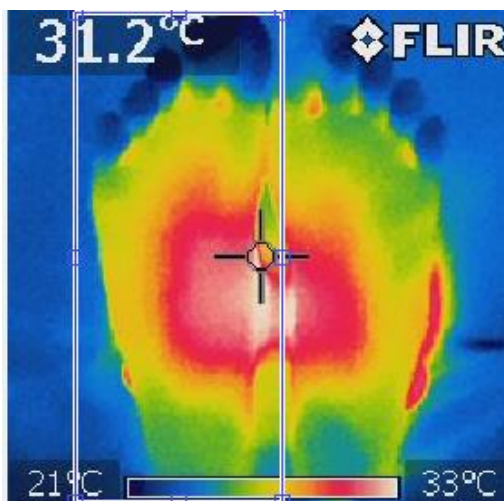
## 5 VÝSLEDKY – ZPRACOVANÁ DATA

### 5.1 Zpracování termografických snímků dolních končetin

Termosnímky dolních končetin pořízené termokamerou FLIR i7 byly zpracovány v programu realizovaném v prostředí MATLAB. Program se používal s povolením jeho autora – Jany Langerové – absolventkou bakalářského oboru Biomedicínské techniky a bioinformatiky. Vytvořen byl jako součást její bakalářské práce.

#### Stručný popis fungování programu:

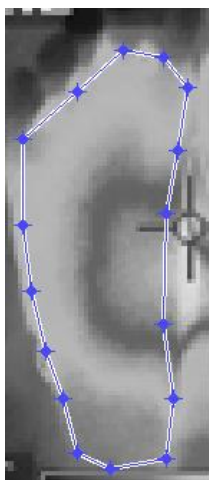
- 1) V dialogovém okně, které se otevře po spuštění programu, se vybere soubor s termografickým snímkem.
- 2) Zadá se minimální a maximální teplota, která je na snímku zaznamenána.
- 3) Udělá se obdélníkový výřez pravé a levé nohy



Obrázek 17 Obdélníkový výřez levé nohy

- 4) V programu jsou nabídnuty dvě možnosti detekce – ruční a automatická. Byla zvolena ruční detekce, protože se s tím lépe a rychleji pracovalo. Postupně se pomocí bodů detekovala plocha plošky chodidla nohy, která v tomto případě byla celá ploška kromě prstů, jak je vidět na Obrázku 18.





Obrázek 18 Plocha plosky levé nohy ohraničená body

- 5) Následně po ukončení manuální korekce obou chodidel se výsledky exportují do .xlsx souboru, kde jsou vypsány všechny teploty, které daná ploška obsahuje v jednotlivých bodech, dále průměrné teploty, teplotní mediány, minimální a maximální hodnoty teplot obou chodidel.
- 6) Zpracovány byly termografické snímky z každé polohy v poslední sekundě (po 5 minutách v dané poloze) a použity pro další analýzu (viz níže).

## 5.2 Testování normality dat pro první zátěžový test

Testováním normality zjistíme, jestli rozložení teplot plošek chodidel je normální. Na základě výsledku se bude postupovat dál. Byl vybrán Andersenův – Darlingův test normality, který je vhodný pro větší počet vzorků ( $n \geq 50$ ).

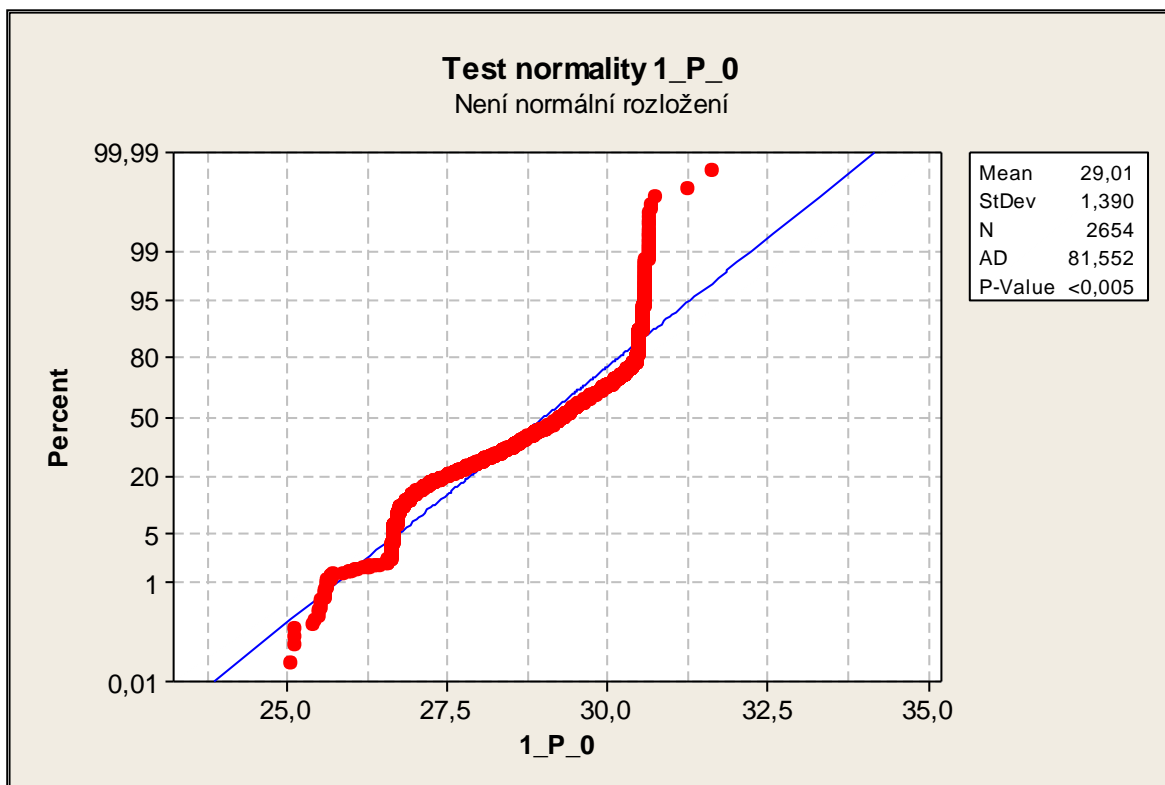
Test se prováděl na každém probandovi v každé poloze pro každou nohu zvlášť.

V textu bakalářské práce jsou uvedeny dva grafy pro prvního probanda v poloze 0. Ostatní grafy jsou v příloženém dokumentu „PŘILOHA 1“. **Normální rozložení se nikde nenachází** (p-hodnota  $< 0,05$  a proto se zamítá nulová hypotéza, která tvrdí, že data mají normální rozložení.)

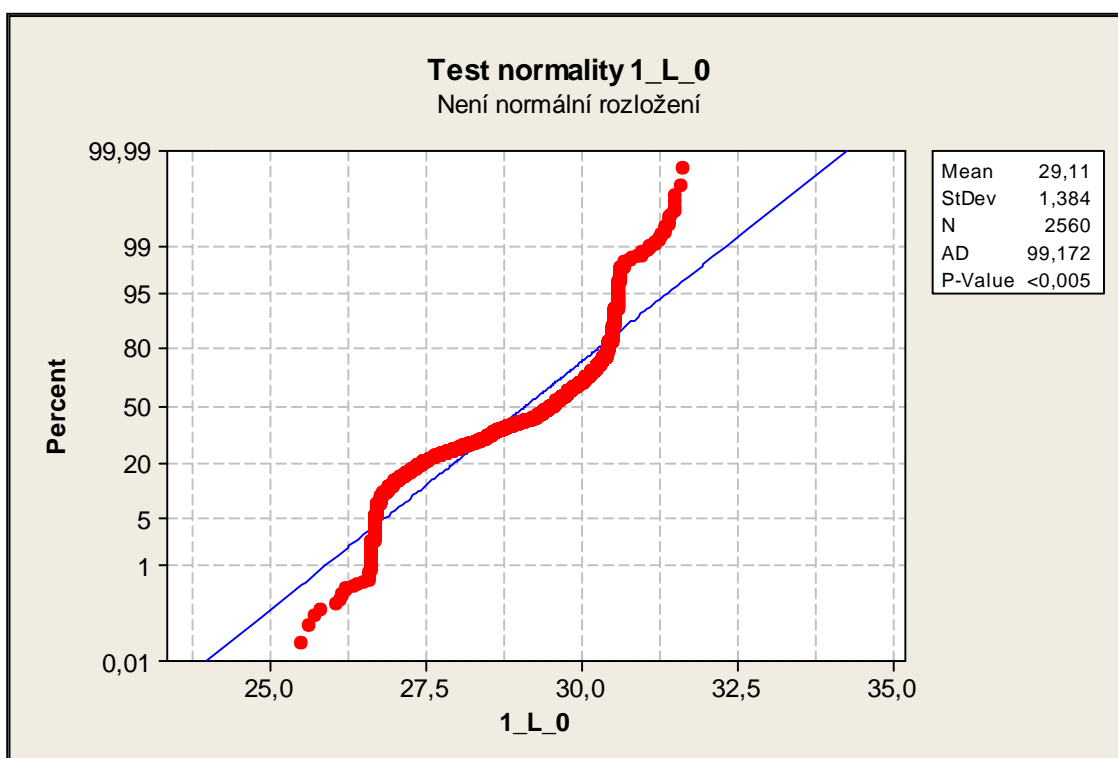
### Vysvětlivky ku grafům:

- První údaj znamená číslo probanda
- Druhý údaj znamená, která noha – levá nebo pravá
- Třetí údaj znamená poloha, ve které se proband nachází

Např. 1\_L\_0 znamená levá noha probanda č.1 v poloze 0



Graf 2 Test normality rozložení teplot pravé nohy pro prvního probanda v poloze 0



Graf 1 Test normality rozložení teplot levé nohy pro prvního probanda v poloze 0

## 5.3 Formulace hypotéz pro první zátěžový test

V téhle části jsou vysloveny hypotézy, které se budou testovat na získaných datech. Hypotézy jsou zvoleny tak, aby byly zajímavé z hlediska získaného výsledku.

1)  $H_0$ : Teplota nohou probandů se v poloze 0 a 0<sub>II</sub> nemění

$$H_0: \text{MEDIAN}_{L0} = \text{MEDIAN}_{P0} = \text{MEDIAN}_{L0_{II}} = \text{MEDIAN}_{P0_{II}}$$

$$H_1: \text{MEDIAN}_{L0} \neq \text{MEDIAN}_{P0} \neq \text{MEDIAN}_{L0_{II}} \neq \text{MEDIAN}_{P0_{II}}$$

2)  $H_0$ : Teplota nohou probandů se v poloze 90 a -90 nemění

$$H_0: \text{MEDIAN}_{L90} = \text{MEDIAN}_{P90} = \text{MEDIAN}_{L-90} = \text{MEDIAN}_{P-90}$$

$$H_1: \text{MEDIAN}_{L90} \neq \text{MEDIAN}_{P90} \neq \text{MEDIAN}_{L-90} \neq \text{MEDIAN}_{P-90}$$

3)  $H_0$ : Jakákoliv poloha nohou nemá vliv na změnu teploty

$$H_0: \text{MEDIAN}_{L0} = \text{MEDIAN}_{P0} = \text{MEDIAN}_{L90} = \text{MEDIAN}_{P90} = \text{MEDIAN}_{L0_{II}} = \text{MEDIAN}_{P0_{II}} = \text{MEDIAN}_{L-90} = \text{MEDIAN}_{P-90}$$

$$H_1: \text{MEDIAN}_{L0} \neq \text{MEDIAN}_{P0} \neq \text{MEDIAN}_{L90} \neq \text{MEDIAN}_{P90} \neq \text{MEDIAN}_{L0_{II}} \neq \text{MEDIAN}_{P0_{II}} \neq \text{MEDIAN}_{L-90} \neq \text{MEDIAN}_{P-90}$$

4)  $H_0$ : Medián teplot levé nohy v jednotlivých polohách je roven mediánu teplot pravé nohy v jednotlivých polohách

$$H_0: \text{MEDIAN}_{L\_poloha} = \text{MEDIAN}_{P\_poloha}$$

$$H_1: \text{MEDIAN}_{L\_poloha} \neq \text{MEDIAN}_{P\_poloha}$$

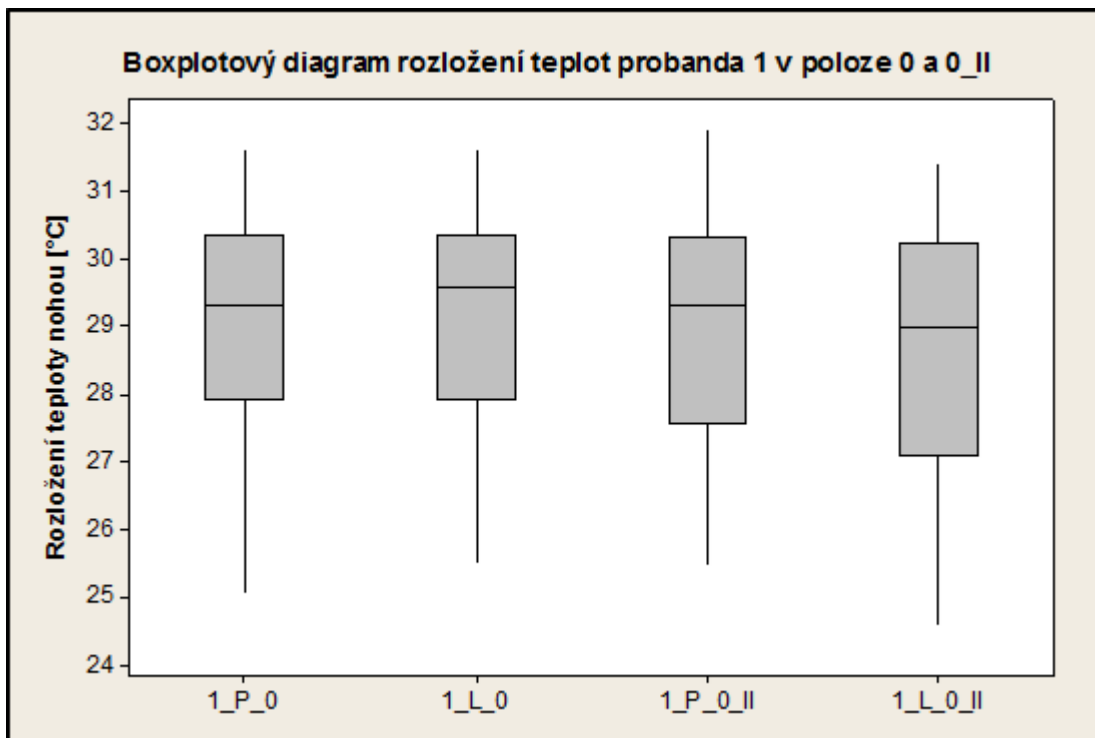
### 5.3.1 Hypotéza první

Zde je uvedena hypotéza jen pro probanda č.1. Ostatní grafy a výsledky jsou v příloženém dokumentu.

$H_0$ : Teplota nohou probanda č.1 se v poloze 0 a 0<sub>II</sub> nemění

$$H_0: \text{MEDIAN}_{1L0} = \text{MEDIAN}_{1P0} = \text{MEDIAN}_{1L0_{II}} = \text{MEDIAN}_{1P0_{II}}$$

$$H_1: \text{MEDIAN}_{1L0} \neq \text{MEDIAN}_{1P0} \neq \text{MEDIAN}_{1L0_{II}} \neq \text{MEDIAN}_{1P0_{II}}$$



Obrázek 19 Boxplotový diagram rozložení teplot pro obě nohy srovnané ve 2 polohách 0 a 0\_II

Použitý je neparametrický test Kruskal-Wallis , protože rozložení teplot není normální.

$p = 0,000$  na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$

$0,000 < 0,05$

$p < \alpha$  a proto **zamítám nulovou hypotézu  $H_0$**  a přijímám alternativní hypotézu  $H_1$ .

**Slovní zhodnocení výsledku:** Teplota nohou probanda č.1 se v poloze 0 a 0\_II mění, co znamená, že poloha 90 má vliv na změnu teplot.

V tabulce č.8 jsou uvedeny všechny výsledky z první hypotézy. Nulová hypotéza se u všech 12 lidí zamítla a přijala se alternativní hypotéza  $H_1$ , která říká, že **poloha 90 má vliv na změnu teplot nohou.**

proband	výsledky
1	zamítnuta $H_0$
2	zamítnuta $H_0$
3	zamítnuta $H_0$
4	zamítnuta $H_0$
5	zamítnuta $H_0$
6	zamítnuta $H_0$

7	zamítnuta $H_0$
8	zamítnuta $H_0$
9	zamítnuta $H_0$
10	zamítnuta $H_0$
11	zamítnuta $H_0$
12	zamítnuta $H_0$

Tabulka 8 Výsledky první nulové hypotézy pro všechny probandy

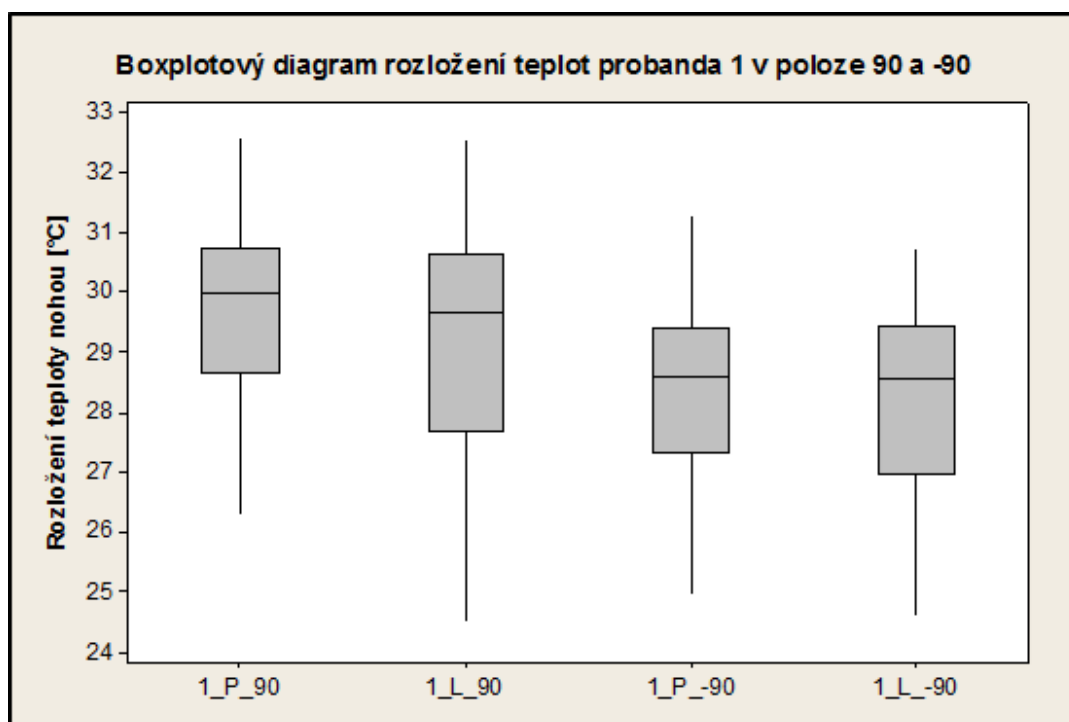
### 5.3.2 Hypotéza druhá

Zde je uvedena hypotéza jen pro probanda č.1. Ostatní grafy a výsledky jsou v příloženém dokumentu.

$H_0$ : Teplota nohou probandů se v poloze 90 a -90 nemění

$H_0$ :  $MEDIAN_{L90} = MEDIAN_{P90} = MEDIAN_{L-90} = MEDIAN_{P-90}$

$H_1$ :  $MEDIAN_{L90} \neq MEDIAN_{P90} \neq MEDIAN_{L-90} \neq MEDIAN_{P-90}$



Obrázek 20 Boxplotový diagram rozložení teplot pro obě nohy srovnané ve 2 polohách 90 a -90

Použitý je neparametrický test Kruskal-Wallis , protože rozložení teplot není normální.

$p = 0,000$  na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$

$0,000 < 0,05$

$p < \alpha$  a proto **zamítám nulovou hypotézu  $H_0$**  a přijímám alternativní hypotézu  $H_1$ .

**Slovní zhodnocení** výsledku: Teplota nohou probanda č.1 se v poloze 90 a -90 mění, což znamená, že poloha 0<sub>II</sub> má vliv na změnu teplot.

proband	výsledky
1	zamítnuta $H_0$
2	zamítnuta $H_0$
3	zamítnuta $H_0$
4	zamítnuta $H_0$
5	zamítnuta $H_0$
6	zamítnuta $H_0$
7	zamítnuta $H_0$
8	zamítnuta $H_0$
9	zamítnuta $H_0$
10	zamítnuta $H_0$
11	zamítnuta $H_0$
12	zamítnuta $H_0$

Tabulka 9 Výsledky druhé nulové hypotézy pro všechny probandy

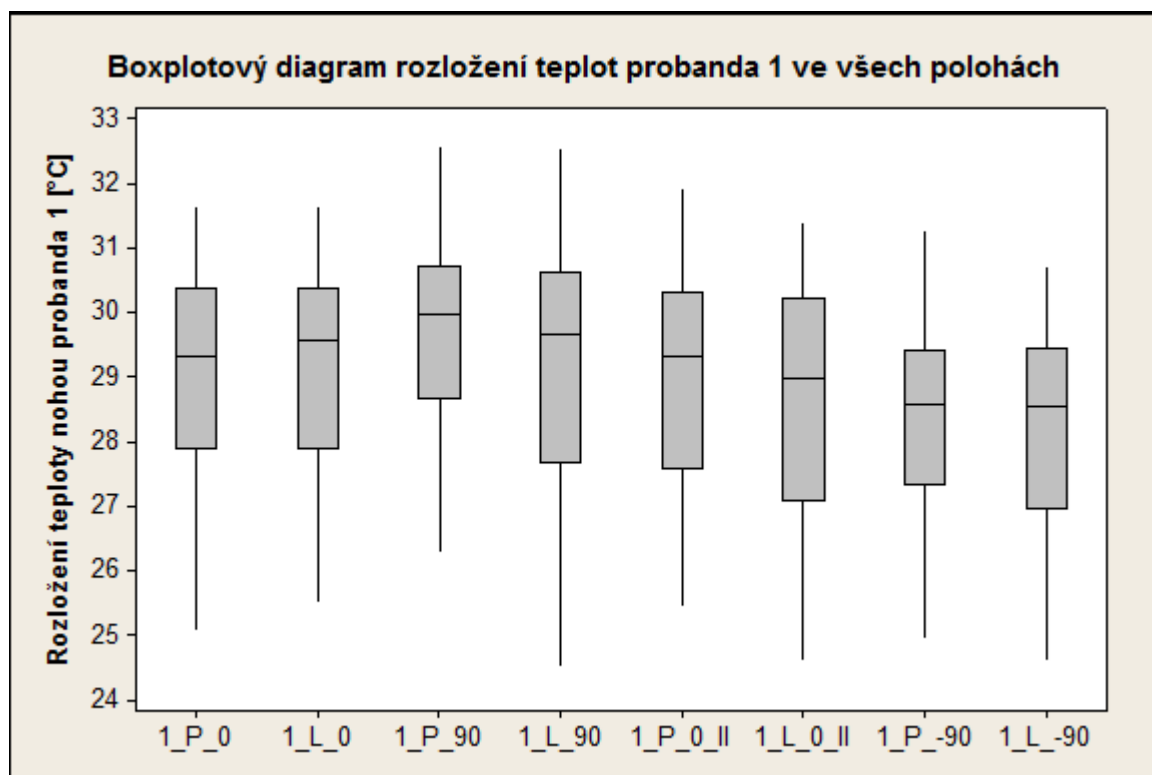
### 5.3.3 Hypotéza třetí

Zde je uvedena hypotéza jen pro probanda č.1. Ostatní grafy a výsledky jsou v příloženém dokumentu.

$H_0$ : Jakákoliv poloha nohou nemá vliv na změnu teploty

$H_0$ :  $MEDIAN_{L0} = MEDIAN_{P0} = MEDIAN_{L90} = MEDIAN_{P90} = MEDIAN_{L0_{II}} = MEDIAN_{P0_{II}} = MEDIAN_{L-90} = MEDIAN_{P-90}$

$H_1$ :  $MEDIAN_{L0} \neq MEDIAN_{P0} \neq MEDIAN_{L90} \neq MEDIAN_{P90} \neq MEDIAN_{L0_{II}} \neq MEDIAN_{P0_{II}} \neq MEDIAN_{L-90} \neq MEDIAN_{P-90}$



Obrázek 21 Boxplotový diagram rozložení teplot všech poloh pro probanda 1 pro obě nohy

Použitý je neparametrický test Kruskal-Wallis , protože rozložení teplot není normální.

$p = 0,000$  na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$

$0,000 < 0,05$

$p < \alpha$  a proto **zamítám nulovou hypotézu  $H_0$**  a přijímám alternativní hypotézu  $H_1$ .

**Slovní zhodnocení výsledku:** Změny poloh nohou mají vliv na změnu povrchové teploty.

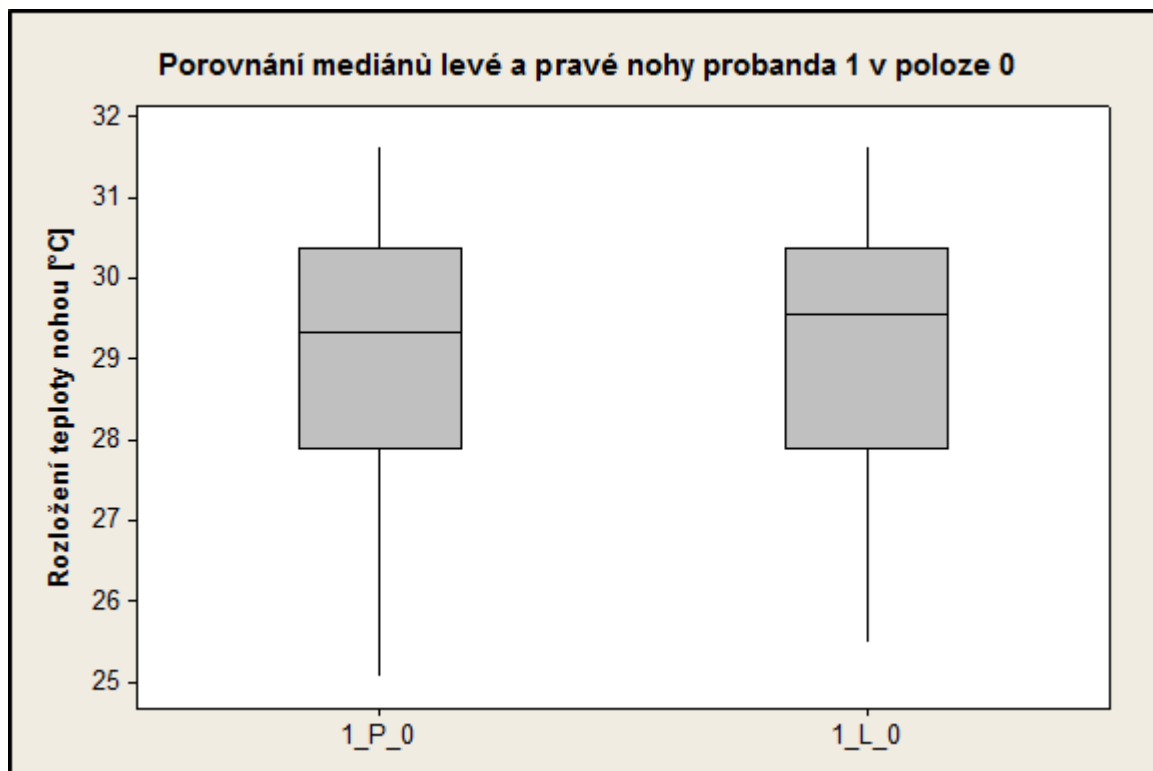
### 5.3.4 Hypotéza čtvrtá

Zde je uvedena hypotéza jen pro probanda č.1. Ostatní grafy a výsledky jsou v příloženém dokumentu.

$H_0$ : Medián povrchové teploty levé nohy se rovná mediánu povrchové teploty pravé nohy v určité poloze

$H_0$ :  $MEDIAN_{L0} = MEDIAN_{P0} \dots MEDIAN_{L-90} = MEDIAN_{P-90}$

$H_1$ :  $MEDIAN_{L0} \neq MEDIAN_{P0} \dots MEDIAN_{L-90} \neq MEDIAN_{P-90}$



Obrázek 22 Boxplotový diagram porovnání mediánu teplot probanda 1 pro obě nohy v poloze 0

Použitý je neparametrický test Mann-Whitney, protože rozložení teplot není normální.

$p = 0,000$  na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$

$0,0189 < 0,05$

$p < \alpha$  a proto **zamítám nulovou hypotézu  $H_0$**  a přijímám alternativní hypotézu  $H_1$ .

**Slovní zhodnocení** výsledku: Medián teploty pravé nohy se nerovná mediánu teploty levé nohy.



## Výsledky pro první zátěžový test dolních končetin

Tabulka č.10 udává o kolik stupňů se průměrně změnila teplota z jedné polohy do druhé pro všech 12 probandů. Je zde vidět, jak se měnila povrchová teplota plosek v čase během zátěžového testu.

proband	Rozdíl medianů teplot z polohy 0 -> 90		Rozdíl medianů teplot z polohy 90 -> 0_II		Rozdíl medianů teplot z polohy 0_II -> -90		Rozdíl medianů teplot z polohy 0 -> -90	
	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá
1	0,6496	0,1102	-0,6496	-0,6772	-0,7401	-0,4527	-0,7401	-1,0197
2	0,811	0,8426	2	1,6378	-0,3307	-0,4056	2,4803	2,0748
3	0,252	0,0945	0,2755	0,1929	-1,5826	-0,9882	-1,0551	-0,7008
4	-0,4488	-1,0867	0,185	1,1378	0,9725	0,2048	0,7087	0,2559
5	0,252	0,2284	-0,2126	-1,4095	-1,2284	-1,0315	-1,189	-2,2126
6	2,9764	4,2284	0,5669	-0,378	-0,2165	-0,5236	3,3268	3,3268
7	-0,1299	-0,4764	0,4764	0,7402	-1,36815	-0,7874	-1,02165	-0,5236
8	0,2165	0,6063	1,6851	1,8071	-0,9291	-0,3937	0,9725	2,0197
9	0,2559	-0,3385	0,1417	0,1417	-1,8898	-1,3819	-1,4922	-1,5787
10	-0,5748	0,7323	0,8583	-0,2126	-1,8976	-0,6299	-1,6141	-0,1102
11	-1	-1,9448	1,2519	0,244	0,0473	0,5197	0,2992	-1,1811
12	1,5355	1,3228	-1,7717	-1,9173	-0,1181	0,2244	-0,3543	-0,3701
medián	0,252	0,1693	0,37595	0,1673	-0,8346	-0,48815	-0,5472	-0,44685

Tabulka 10 Rozdíl mediánů teplot plosky nohou z jedné polohy do následující a výsledný medián pro všech 12 probandů v každé změně polohy

### Vysvětlení pro prvního probanda pravá noha změna polohy z vodorovné ke zvednutí noh:

Byl vzat medián teplot (ze všech pixelů) z celé plosky (kromě prstů) pravé nohy v poloze zvednutých noh (90) = 29,9724 °C. To samé pro vodorovnou polohu = 29,3228 °C. Hodnoty se odečetly mezi sebou 29,9724-29,3228 = +0,6496. Výsledný rozdíl je kladný (nárůst teploty).

Zvýrazněný řádek tabulky 10, uvádí mediány pro jednotlivé změny na pravé a levé noze u všech 12 probandů. Znaménko + **značí nárůst** teploty z jedné polohy do následující a znaménko - **značí pokles** teploty.

### Změna polohy z 0 -> 90

Změna teploty na pravé noze z polohy 0 do polohy 90 (z vodorovné pozice ke zvednutí nohou) je 0,252 °C. Změna teploty na levé noze z polohy 0 do polohy 90 je 0,1693 °C. To znamená, že se zvýšila teplota při zvednutých nohách.

### Změna polohy z 90 -> 0\_II

Změna teploty na pravé noze z polohy 90 do polohy 0\_II (ze zvednutých noh do vodorovné pozice) je 0,376 °C. Změna teploty na levé noze z polohy 90 do polohy 0\_II je 0,1673 °C. To znamená, že se zvýšila teplota, po 5 minutách lehu.

### Změna polohy z 0 -> 0\_II

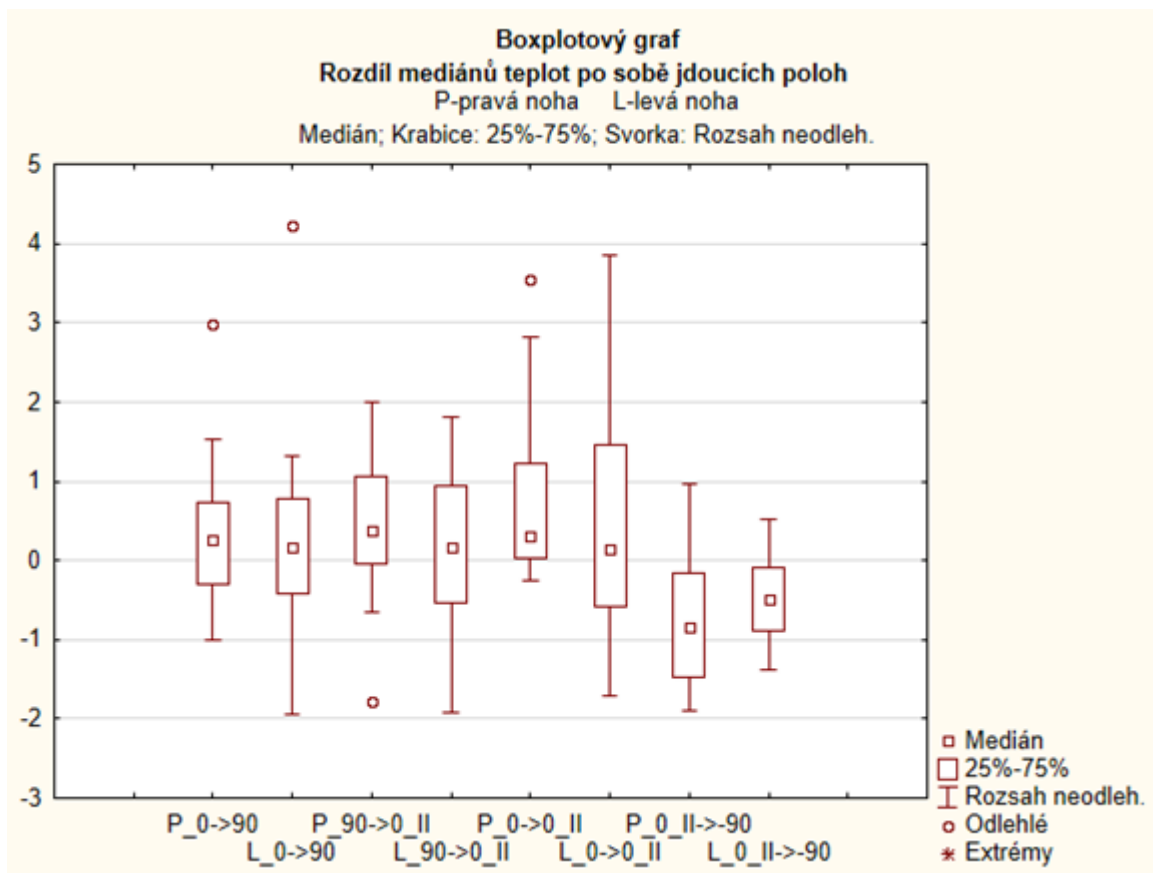
Změna teploty na pravé noze z polohy 0 do polohy 0\_II (z vodorovné pozice ke zvednutí nohou a opět do vodorovné pozice) je 0,315 °C. Změna teploty na levé noze z polohy 0 do polohy 0\_II je 0,1575 °C. To znamená, že se zvýšila teplota.

### Změna polohy z 0\_II -> -90

Změna teploty na pravé noze z polohy 0\_II do polohy -90 (z vodorovné pozice do svěřených nohou) je -0,835 °C. Změna teploty na levé noze z polohy 0\_II do polohy -90 je -0,488 °C. To znamená, že se snížila teplota.

### Změna polohy z 0 -> -90 (z první do poslední polohy)

Změna teploty na pravé noze z polohy 0 do polohy -90 je -0,547 °C. Změna teploty na levé noze z polohy 0 do polohy -90 je -0,447 °C. To znamená, že se snížila teplota.



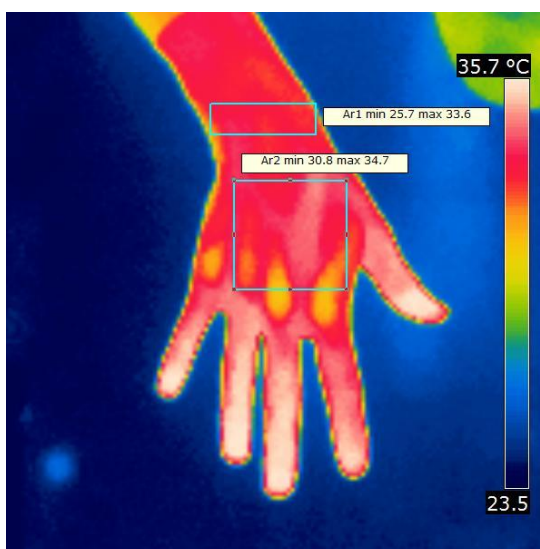
Graf 3 Vývoj zátěžového testu v čase od první polohy po poslední

## 5.4 Zpracování termografických snímků horních končetin

Termosnímky horních končetin pořízené termokamerou FLIR i7 byly zpracovány v programu FLIR QuickReport.

Stručný popis fungování programu:

- 1) Po otevření konkrétního termografického snímku, se detekuje plocha 2 části ruky – zápěstí a hřbet ruky. Program nedovoluje si manuálně přizpůsobit přesný rozsah a velikost detekované plochy. Volil se proto obdélník, z kterého se nejpřesněji určuje průměrná teplota (viz Obrázek 23)



Obrázek 23 Obdélníkové výřezy zápěstí a hřbetu ruky

- 2) Program následně vypíše minimální, maximální a průměrnou teplotu v daném obdélníkovém objektu.

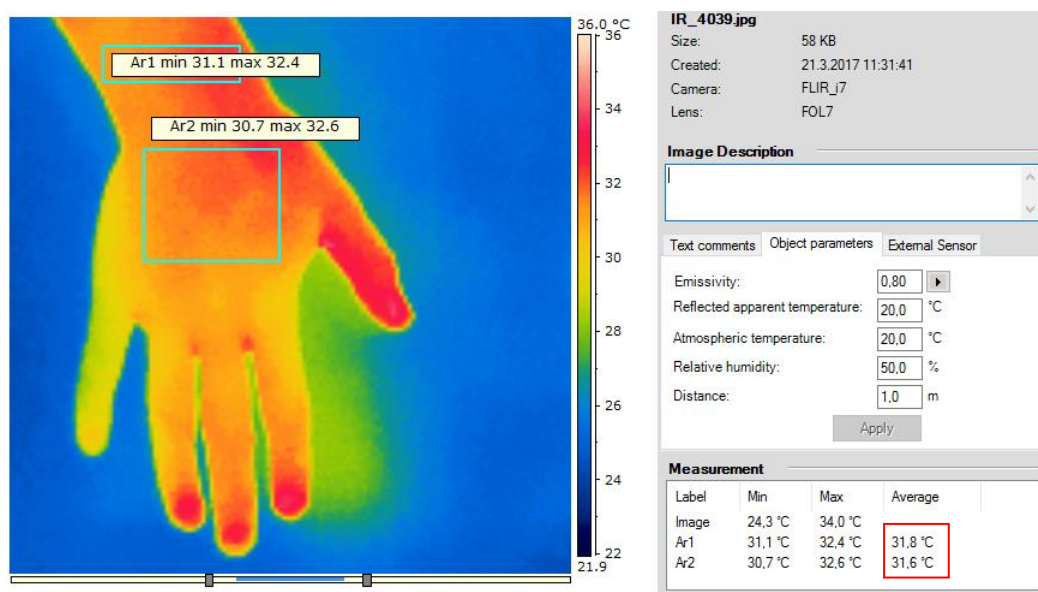
Measurement			
Label	Min	Max	Average
Image	23,7 °C	38,9 °C	
Ar1	33,5 °C	35,4 °C	34,7 °C
Ar2	34,2 °C	37,2 °C	36,0 °C

Obrázek 24 Pro další analýzu jsou vybrány průměrné hodnoty povrchové teploty z 2 ploch obdélníků

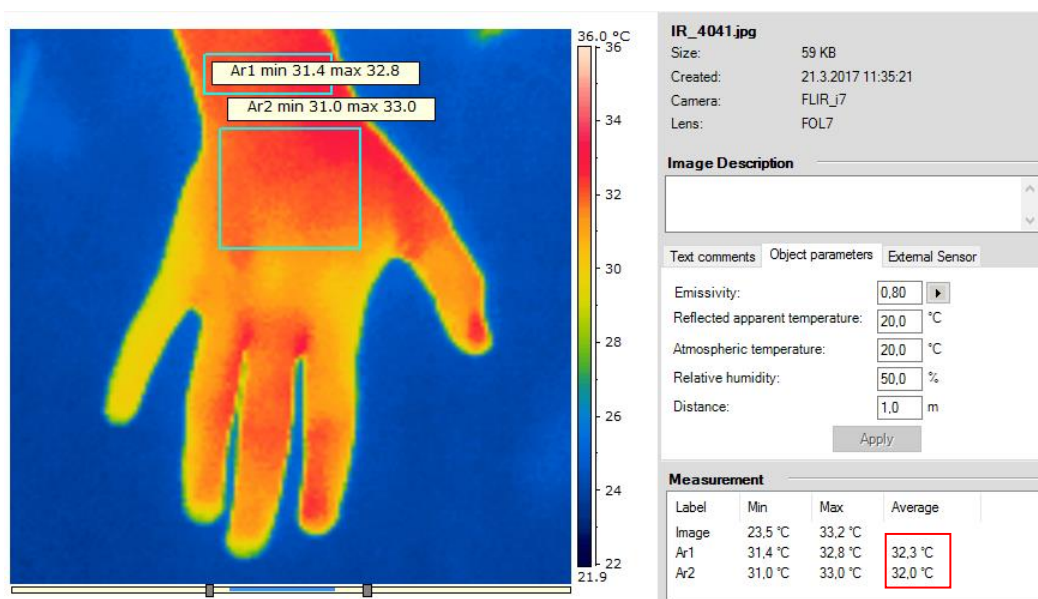
## 5.5 Zpracování dat zátěžového testu pro horní končetiny

Prvním krokem bylo zpracování jednotlivých termografických snímků v programu FLIR Quick Report a zapsání hodnot do tabulky.

Zde uveden proband č.1, ostatní probandi jsou v příloženém .pdf souboru „RPILOHA2“.



Obrázek 26 Zpracování hodnot povrchové teploty u probanda 1 před zátěží



Obrázek 25 Zpracování hodnot povrchové teploty u probanda 1 po zátěží

V červených obdélnících na obrázcích 25 a 26 jsou zvýrazněny hodnoty použity pro pozdější analýzu. Tyto dvě oblasti (zápěstí a hřbet ruky) se zvolily kvůli tomu, že proband držel v ruce činku, která předávala (ochlazovala/oteplovala) teplo do dlaně.

Hodnoty systolické a střední rychlosti toku krve, dále hodnoty povrchových teplot pro zápěstí a hřbet ruky pro 12 probandů před a po zátěži jsou uvedeny v následující tabulce č.11.

proband	systolická rychlost krve [cm/s]			střední rychlost krve [cm/s]			teplota zápěstí [°C]			teplota hřbetu ruky [°C]		
	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl
1-AR	18,10	25,00	6,90	3	8,90	5,90	31,80	32,30	0,50	31,80	32,00	0,20
2-FB	20,60	27,90	7,30	3,8	7	3,20	30,00	30,20	0,20	30,60	30,70	0,10
3-JV	21,20	33,30	12,10	3,00	13,6	10,60	32,00	34,20	2,20	33,20	34,70	1,50
4-KS	17,60	29,30	11,70	4,60	11,5	6,90	34,70	35,40	0,70	36,00	36,20	0,20
5-LD	17,30	24,80	7,50	2,10	5,8	3,70	34,90	35,00	0,10	34,70	35,40	0,70
6-MCH	14,90	24,90	10,00	1,40	7,3	5,90	24,20	28,40	4,20	25,00	27,90	2,90
7-MM	17,30	24,40	7,10	9,00	14	5,00	35,50	35,80	0,30	36,00	36,30	0,30
8-MS	24,40	34,60	10,20	8,60	16,1	7,50	35,90	36,40	0,50	36,60	36,80	0,20
9-MU	20,60	25,70	5,10	1,70	5,8	4,10	33,10	34,10	1,00	33,90	34,70	0,80
10-SM	17,20	25,40	8,20	1,50	7,7	6,20	36,10	37,50	1,40	36,50	38,10	1,60
11-ZM	17,70	26,10	8,40	2,30	8,8	6,50	31,40	32,90	1,50	31,50	33,00	1,50
12-PU	17,20	29,40	12,20	6,70	11,8	5,10	32,80	33,70	0,90	33,20	34,00	0,80
Medián			8,30			5,90			0,80			0,75

Tabulka 11 Systolická a střední rychlost toku krve, průměrné hodnoty povrchové teploty zápěstí a hřbetu ruky před a po zátěži a rozdíl těchto hodnot

### 5.5.1 Párový t-test pro zátěžový test horních končetin

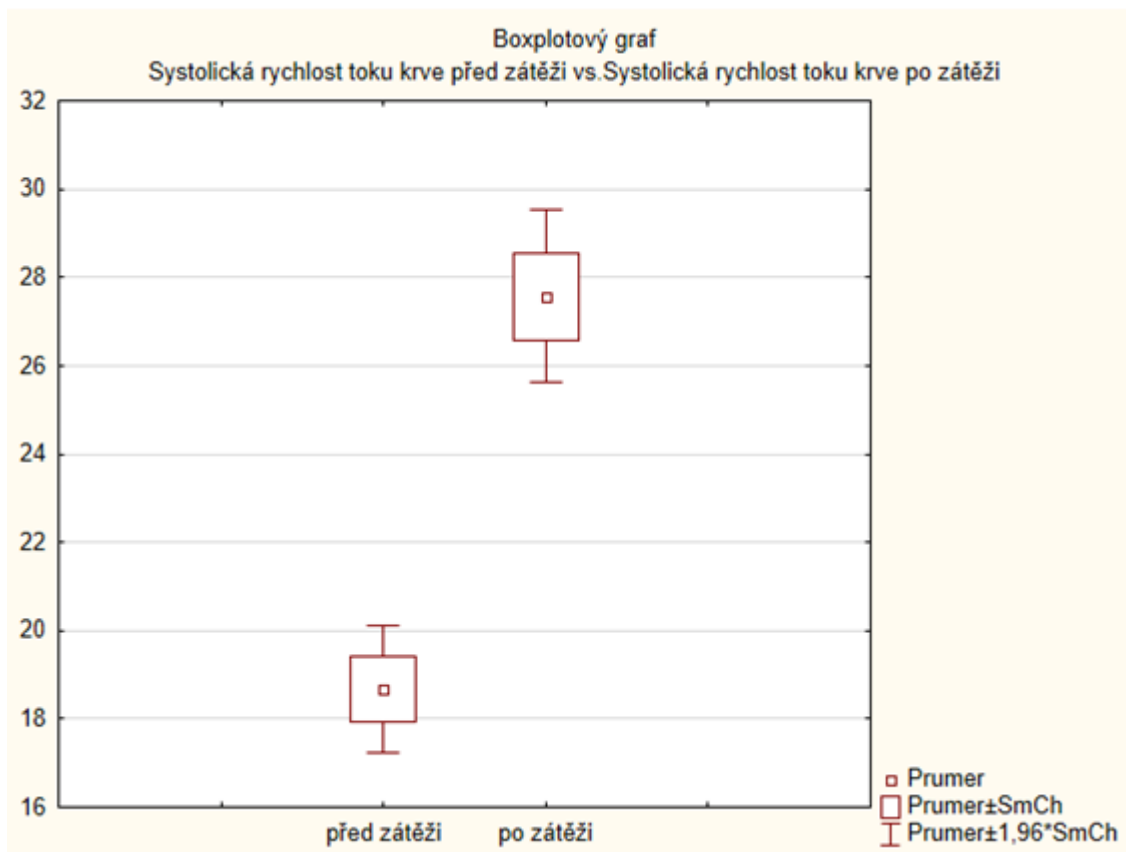
Byla testována hypotéza pro každý parametr zvlášť, že střední hodnota měření před zátěží a po zátěži se rovná.

#### Systolická rychlost krve

Proměnná	t-test pro závislé vzorky (Tabulka5) Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,05000$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
Sys rychlost před zátěží	18,67500	2,547414								
Sys rychlost po zátěži	27,56667	3,444715	12	-8,89167	2,312204	-13,3213	11	0,000000	-10,3608	-7,42256

p-hodnota  $\leq 0,05$  takže je statisticky významný rozdíl mezi střední hodnotou  $\mu_1$  a střední hodnotou  $\mu_2$  ( $\alpha = 0,05$ )

- Zamítá se nulová hypotéza  $H_0$ , tzn. **přijímá se alternativní hypotéza**, která říká, že **střední hodnota systolické rychlosti toku krve před zátěží se liší** od střední hodnoty systolické rychlosti toku krve po zátěži.



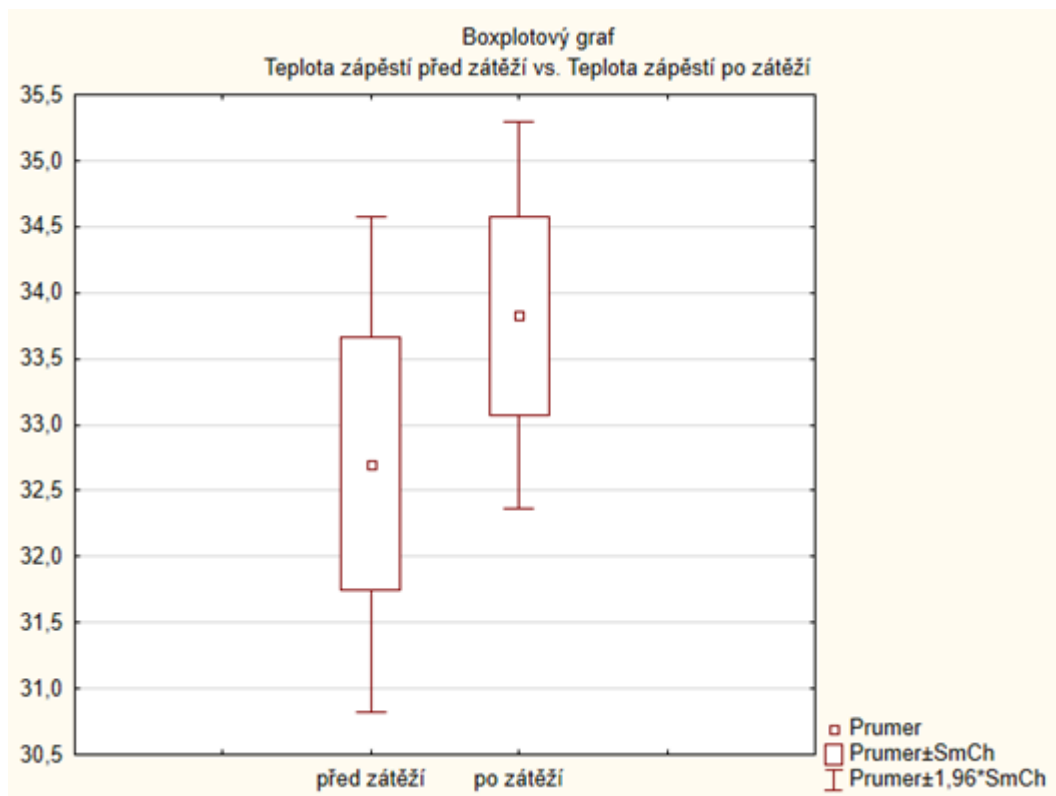
Obrázek 27 Krabicový graf rozložení systolické rychlosti krve[cm/s] před a po zátěži

### Střední rychlost krve

Proměnná	t-test pro závislé vzorky (Tabulka5)									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
Střední rychlost před zátěží	3,975000	2,707607								
Střední rychlost po zátěží	9,858333	3,450022	12	-5,88333	1,975225	-10,3180	11	0,000001	-7,13833	-4,62834

p-hodnota  $\leq 0,05$  takže je statisticky významný rozdíl mezi střední hodnotou  $\mu_1$  a střední hodnotou  $\mu_2$  ( $\alpha = 0,05$ )

- Zamítá se nulová hypotéza  $H_0$ , tzn. **přijímá se alternativní hypotéza**, která říká, že **střední hodnota střední rychlosti** toku krve před zátěží se **liší** od střední hodnoty střední rychlosti toku krve po zátěží



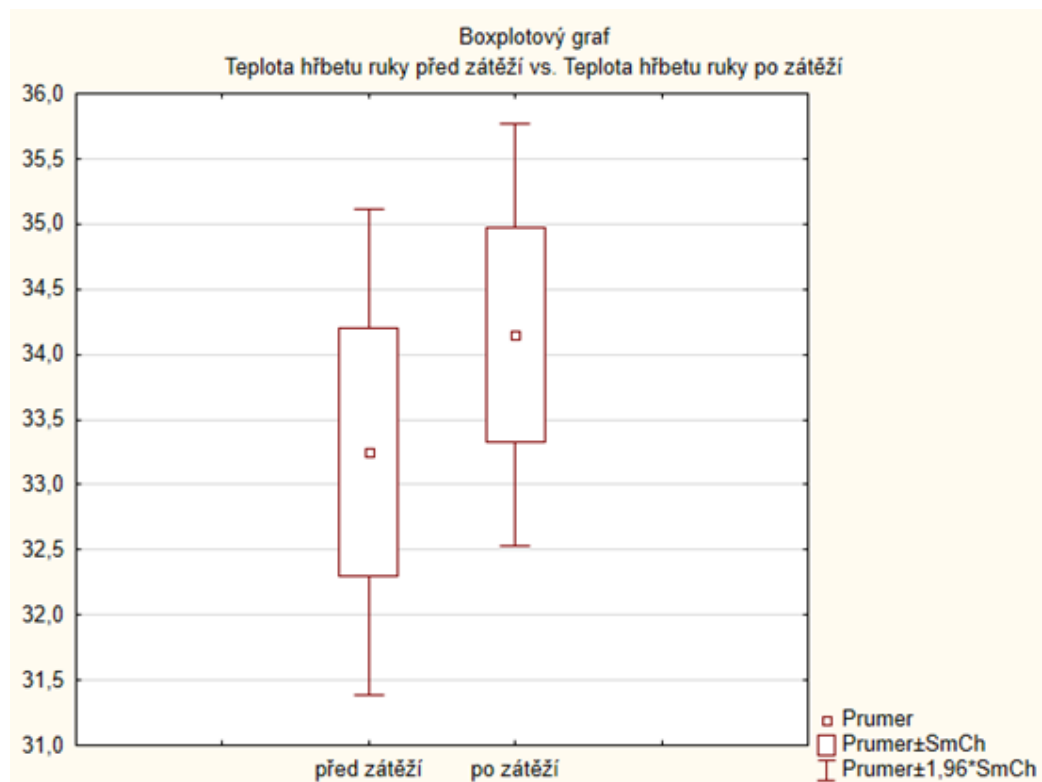
Obrázek 28 Krabicový graf rozložení teploty zápěstí [°C] před a po zátěži

### Teplota hřbetu ruky

Proměnná	t-test pro závislé vzorky (Tabulka5)									
	Označ. rozdíly jsou významné na hlad. p < ,05000									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
Teplota hřbetu ruky před zátěží	33,25000	3,298622								
Teplota hřbetu ruky po zátěží	34,15000	2,869115	12	-0,900000	0,838830	-3,71671	11	0,003401	-1,43297	-0,367033

p-hodnota  $\leq 0,05$  takže je statisticky významný rozdíl mezi střední hodnotou  $\mu_1$  a střední hodnotou  $\mu_2$  ( $\alpha = 0,05$ )

- Zamítá se nulová hypotéza  $H_0$ , tzn. **přijímá se alternativní hypotéza**, která říká, že **střední hodnota teploty hřbetu ruky před zátěží se liší od střední hodnoty teploty hřbetu ruky po zátěží**



Obrázek 29 Krabicový graf rozložení teploty hřbetu ruky [°C] před a po zátěži

V porovnání s klidovou hodnotou jsou statisticky významně zvýšeny hodnoty systolické i střední rychlosti proudění krve ( $p < 0,05$ ). Taktéž se statisticky významně zvýšily hodnoty teplot zápěstí a hřbetu ruky ( $p < 0,05$ ).

	systolická rychlost	střední rychlost	teplota zápěstí	teplota hřbetu ruky
proband	% změna	% změna	% změna	% změna
1	38,12%	196,67%	1,57%	0,63%
2	35,44%	84,21%	0,67%	0,33%
3	57,08%	353,33%	6,88%	4,52%
4	66,48%	150,00%	2,02%	0,56%
5	43,35%	176,19%	0,29%	2,02%
6	67,11%	421,43%	17,36%	11,60%
7	41,04%	55,56%	0,85%	0,83%
8	41,80%	87,21%	1,39%	0,55%
9	24,76%	241,18%	3,02%	2,36%
10	47,67%	413,33%	3,88%	4,38%
11	47,46%	282,61%	4,78%	4,76%
12	70,93%	76,12%	2,74%	2,41%
<b>Průměrná % změna</b>	<b>48,44%</b>	<b>211,49%</b>	<b>3,79%</b>	<b>2,91%</b>

Tabulka 12 Průměrná procentuální změna 4 parametrů před a po zátěži horní končetiny



## 5.5.2 Úprava dat pro další analýzu

Pracovalo se s hodnotami 4 sledovaných parametrů u 12 probandů, které jsou uvedeny v tabulce č.13.

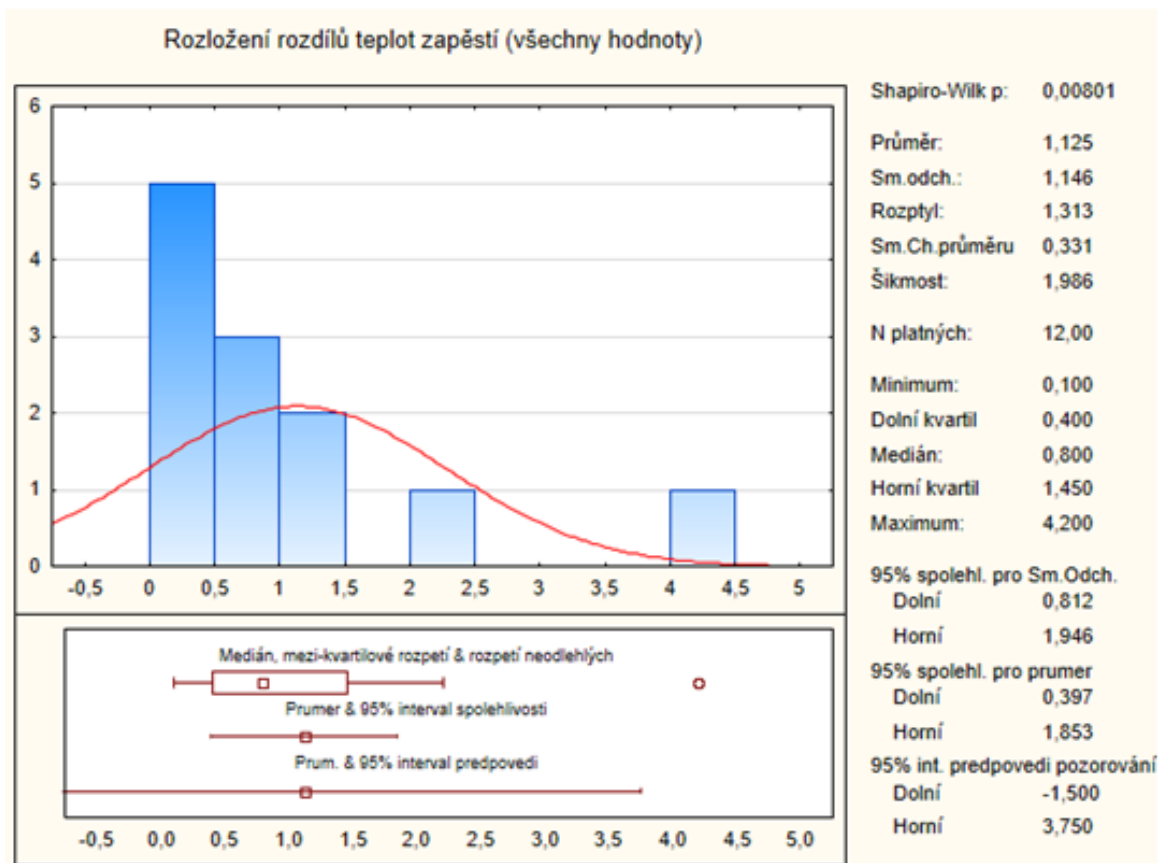
	systolická rychlost	střední rychlost	teplota zápěstí	teplota hřbetu ruky
proband	rozdíl [cm/s]	rozdíl [cm/s]	rozdíl [°C]	rozdíl[°C]
1	6,90	5,90	0,50	0,20
2	7,30	3,20	0,20	0,10
3	12,10	10,60	2,20	1,50
4	11,70	6,90	0,70	0,20
5	7,50	3,70	0,10	0,70
6	10,00	5,90	4,20	2,90
7	7,10	5,00	0,30	0,30
8	10,20	7,50	0,50	0,20
9	5,10	4,10	1,00	0,80
10	8,20	6,20	1,40	1,60
11	8,40	6,50	1,50	1,50
12	12,20	5,10	0,90	0,80

Tabulka 13 Hodnoty, které reprezentují rozdíly před a po zátěži pro všechny zkoumané parametry

Bylo potřebné mít normální rozložení u všech skupin, se kterými se dále pracovalo v regresní analýze. Na základě testu normality pro jednotlivé rozdíly hodnot před a po zátěži se určilo, které hodnoty se odstraní.

Normální rozložení se nenašlo u hodnot rozdílů teploty zápěstí, co potvrzuje Shapiro - Wilkův test normality. V dolní části grafu č.4 je vidět rozpětí neodlehých hodnot, kde vizuálně rozeznáme odlehlé hodnoty.

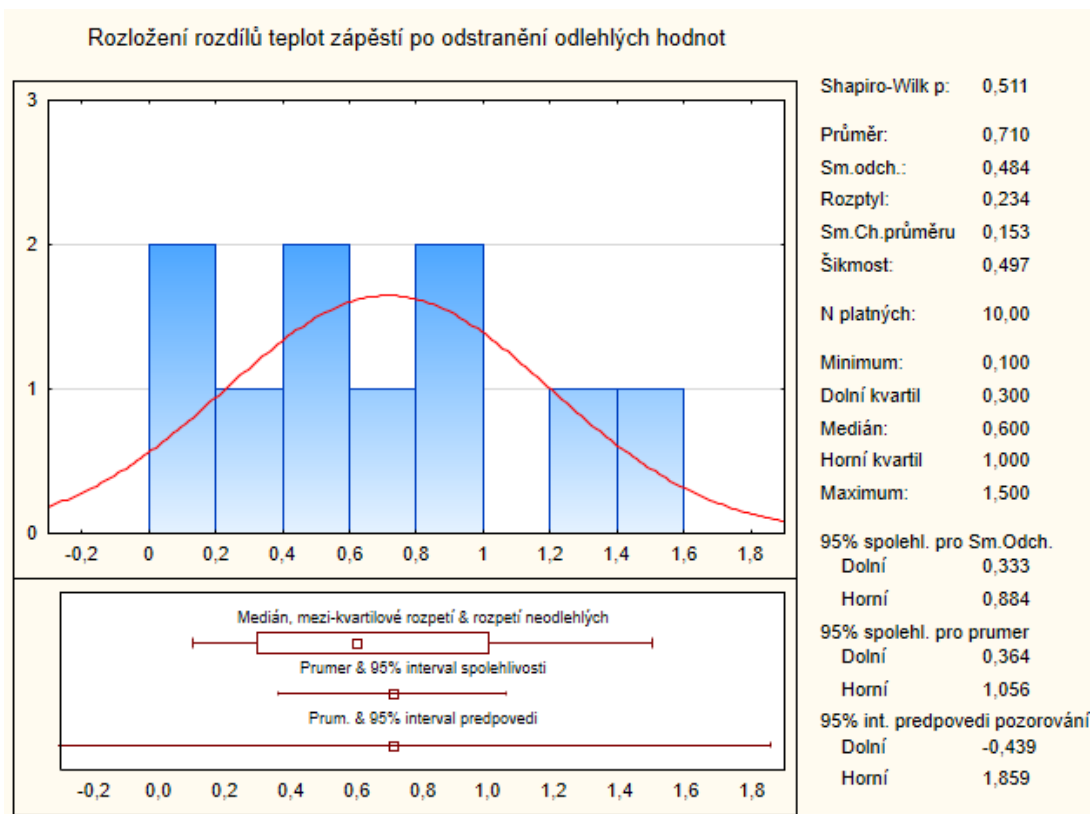
p-hodnota  $\leq 0,05$  **zamítá se nulová hypotéza o normalitě**



Graf 4 Rozložení rozdílů povrchových teplot zápěstí (včetně odlehlých hodnot)

V grafu č.5 není žádná odlehlá hodnota a rozložení rozdílů teplot zápěstí má normální rozložení po odstranění hodnot ( $p$ -hodnota  $> 0,05$ ).

Rozložení rozdílů teplot hřbetu ruky, systolické a střední rychlosti toku krve má normální rozdělení i bez úprav.



Graf 5 Rozložení rozdílů teplot zápěstí po odstranění odlehlých hodnot

### 5.5.3 Regresní analýza

#### Úloha č.1

Zjistit, zda existuje závislost mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí.

Analyzování vhodných statistických metod proběhlo v programu Excel.

V tabulce č.14 jsou uvedeny hodnoty, se kterými se pracovalo v úloze č.1.

Rozdíl hodnot		Funkce			
		exponenciální	mocnicnová	logaritmická	parabola
systolická rychlost (X)	teplota zápěstí (Y)	log(Y)	log(X)	ln(X)	X <sup>2</sup>
6,90	0,50	-0,30	0,84	1,93	47,61
7,30	0,20	-0,70	0,86	1,99	53,29
11,70	0,70	-0,15	1,07	2,46	136,89
7,50	0,10	-1,00	0,88	2,01	56,25
7,10	0,30	-0,52	0,85	1,96	50,41
10,20	0,50	-0,30	1,01	2,32	104,04
5,10	1,00	0,00	0,71	1,63	26,01
8,20	1,40	0,15	0,91	2,10	67,24
8,40	1,50	0,18	0,92	2,13	70,56
12,20	0,90	-0,05	1,09	2,50	148,84

Tabulka 14 Hodnoty rozdílu systolické rychlosti a teplot zápěstí před a po zátěži a jejich funkce

Oba statistické znaky jsou kvantitativní. Regresní analýza se v Excelu realizuje prostřednictvím volby Data Analysis -> Regression, kterou najdeme na kartě Údaje.

Do Input Y Range se zadává oblast závislé proměnné (rozdíl povrchové teploty zápěstí), do Input X Range se zadává oblast nezávislé proměnné (rozdíl systolické rychlosti toku krve). Excel standardně nabízí 95 % koeficient spolehlivosti  $\alpha$ , který se dá měnit.

### 1) Lineární regrese

SUMMARY OUTPUT - LINEAR								
Regression Statistics								
Multiple R	0,119946373							
R Square	0,014387132							
Adjusted R Square	-0,108814476							
Standard Error	0,509737376							
Observations	10							
ANOVA								
	df	SS	MS	F	Significance F			
Regression	1	0,030342462	0,030342	0,116777	0,741359769			
Residual	8	2,078657538	0,259832					
Total	9	2,109						
	Coefficients	Standard Error	t Stat	P-value	Lower 95%	Upper 95%	Lower 95,0%	Upper 95,0%
Intercept	0,491348186	0,659836088	0,744652	0,477784	-1,03023656	2,01293293	-1,03023656	2,012932932
X Variable 1	0,025845368	0,075631688	0,341727	0,74136	-0,148561616	0,20025235	-0,14856162	0,200252352

Tabulka 15 Lineární regrese závislosti mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí.

## Interpretace výsledků

Je třeba zjistit, jestli existuje závislost mezi systolickou rychlostí toku krve a povrchovou teplotou zápěstí. Předpoklad je, že čím větší rozdíl systolické rychlosti toku krve, tím bude vyšší rozdíl povrchové teploty zápěstí. Výstup regresní a korelační analýzy je složen ze 3 částí: první je výstup korelační analýzy, druhá část je tvořena výstupem ANOVA, kde se testuje vhodnost použitého modelu. Poslední třetí část je výstup regresní analýzy.

Regresní funkce má tvar  $y = 0,4914 + 0,0259x$ .

Nulové hypotézy se týkají významnosti lokující konstanty a regresního koeficientu, kdy nulová hypotéza říká, že příslušný koeficient je nevýznamný a alternativní hypotéza říká, že je významný. Pomocí p-hodnot se vyhodnotí tyto hypotézy. P-hodnota pro lokující konstantu je  $0,478 > 0,05$ . Tzn. že lokující konstanta není statisticky významná. P-hodnota pro regresní koeficient je  $0,741 > 0,05$ , což také potvrzuje nevýznamnost koeficientu.

První část výstupu *Regression Statistics* jsou výsledky, které se týkají korelační analýzy. Hodnota korelačního koeficientu (*Multiple R*) je rovna 0,12. Čím je korelační koeficient blíže k 1, tím je závislost silnější. V tomto případě se nejedná o vysokou těsnost vztahu mezi změnou systolické rychlosti toku krve a změnou povrchové teploty zápěstí. Hodnota koeficientu determinace (*R Square*) je rovna 0,014. Tohle číslo nám udává, na kolik procent se model trendu shoduje s realitou. Po vynásobení číslem 100 ukazuje, že zvolena regresní přímka vysvětluje variabilitu změny povrchové teploty zápěstí na přibližně 1,4 %, ostatní část představuje nevysvětlitelnou variabilitu, vliv náhodných činitelů a jiných nespécifikovatelných vlivů. Upravený koeficient determinace (*Adjusted R-square*) zohledňuje také i počet odhadovaných parametrů a počet měření. Chyba střední hodnoty (Standard Error) by měla být co nejmenší. Počet měření (Observation) – analýza provedena na 10 probandech.

V části ANOVA se testuje nulová hypotéza, která tvrdí, že model (v tomto případě lineární regresní přímka) není vhodný. Alternativní hypotéza tvrdí opak – model je vhodný. Na vyhodnocení slouží F test, kde se bere v úvahu hodnota signifikance  $F = 0,741 > 0,05$ , tzn.  $H_0$  nezamítáme -> Model byl zvolen nesprávně.

## 2) Nelineární regrese – logaritmická

V Excelu se použijí 2 sloupce hodnot –  $\ln(X)$  systolické rychlosti toku krve a  $Y$  povrchová teplota zápěstí.

SUMMARY OUTPUT $\ln(X)$								
<i>Regression Statistics</i>								
Multiple R	0,101025289							
R Square	0,010206109							
Adjusted R Square	-0,113518127							
Standard Error	0,510817398							
Observations	10							
<i>ANOVA</i>								
	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Significance F</i>			
Regression	1	0,021524684	0,021525	0,082491	0,781248879			
Residual	8	2,087475316	0,260934					
Total	9	2,109						
	<i>Coefficients</i>	<i>Standard Error</i>	<i>t Stat</i>	<i>P-value</i>	<i>Lower 95%</i>	<i>Upper 95%</i>	<i>Lower 95,0%</i>	<i>Upper 95,0%</i>
Intercept	0,321092196	1,363679918	0,23546	0,819767	-2,823559334	3,46574373	-2,82355933	3,465743726
X Variable 1	0,184847274	0,64359156	0,287212	0,781249	-1,299277525	1,66897207	-1,29927753	1,668972072

Tabulka 16 Nelineární logaritmická regrese závislosti mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí.

### Interpretace výsledků

Vyhodnocením nulových hypotéz o vhodnosti modelu a významnosti regresních koeficientů bylo zjištěno, že model není vhodný a koeficienty jsou nevýznamné. Hodnota R Square je nižší než v případě lineární regresní přímky (0,01). Tzn. že zvolena regresní přímka vysvětluje variabilitu změny povrchové teploty zápěstí na přibližně 1 %.

### 3) Nelineární regrese – parabolická

V Excelu se použijí 3 sloupce hodnot – ( $X^2$ ) systolické rychlosti toku krve, X a Y povrchová teplota zápěstí.

SUMMARY OUTPUT PARABOLIC								
<i>Regression Statistics</i>								
Multiple R	0,141657933							
R Square	0,02006697							
Adjusted R Square	-0,259913896							
Standard Error	0,543359755							
Observations	10							
<i>ANOVA</i>								
	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Significance F</i>			
Regression	2	0,04232124	0,021161	0,071673	0,931509712			
Residual	7	2,06667876	0,29524					
Total	9	2,109						
	<i>Coefficients</i>	<i>Standard Error</i>	<i>t Stat</i>	<i>P-value</i>	<i>Lower 95%</i>	<i>Upper 95%</i>	<i>Lower 95,0%</i>	<i>Upper 95,0%</i>
Intercept	1,069334294	2,954395949	0,361947	0,728071	-5,916702017	8,0553706	-5,91670202	8,055370604
X Variable 1	-0,111451473	0,686370352	-0,16238	0,875596	-1,734459453	1,51155651	-1,73445945	1,511556507
X Variable 2	0,007666726	0,03806196	0,201428	0,846093	-0,082335507	0,09766896	-0,08233551	0,097668959

Tabulka 17 Nelineární parabolická regrese závislosti mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí.

#### Interpretace výsledků

Vyhodnocením nulových hypotéz o vhodnosti modelu a významnosti regresních koeficientů bylo zjištěno, že model není vhodný a koeficienty jsou nevýznamné. Hodnota R Square je vyšší než v případě lineární regresní přímky (0,02). Tzn. že zvolena regresní přímka vysvětluje variabilitu změny povrchové teploty zápěstí na přibližně 2 %.

#### 4) Nelineární regrese – exponenciální

V Excelu se použijí 2 sloupce hodnot – X systolická rychlost toku krve a log(Y) povrchové teploty zápěstí.

SUMMARY OUTPUT - EXPONENCIAL								
<i>Regression Statistics</i>								
Multiple R	0,222766655							
R Square	0,049624983							
Adjusted R Square	-0,069171894							
Standard Error	0,391678373							
Observations	10							
<i>ANOVA</i>								
	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Significance F</i>			
Regression	1	0,064084726	0,064085	0,41773	0,536168776			
Residual	8	1,227295584	0,153412					
Total	9	1,291380309						
	<i>Coefficients</i>	<i>Standard Error</i>	<i>t Stat</i>	<i>P-value</i>	<i>Lower 95%</i>	<i>Upper 95%</i>	<i>Lower 95,0%</i>	<i>Upper 95,0%</i>
Intercept	-0,58799907	0,507013097	-1,15973	0,279598	-1,757173367	0,58117523	-1,75717337	0,581175228
X Variable 1	0,037560778	0,058114821	0,64632	0,536169	-0,09645224	0,1715738	-0,09645224	0,171573795

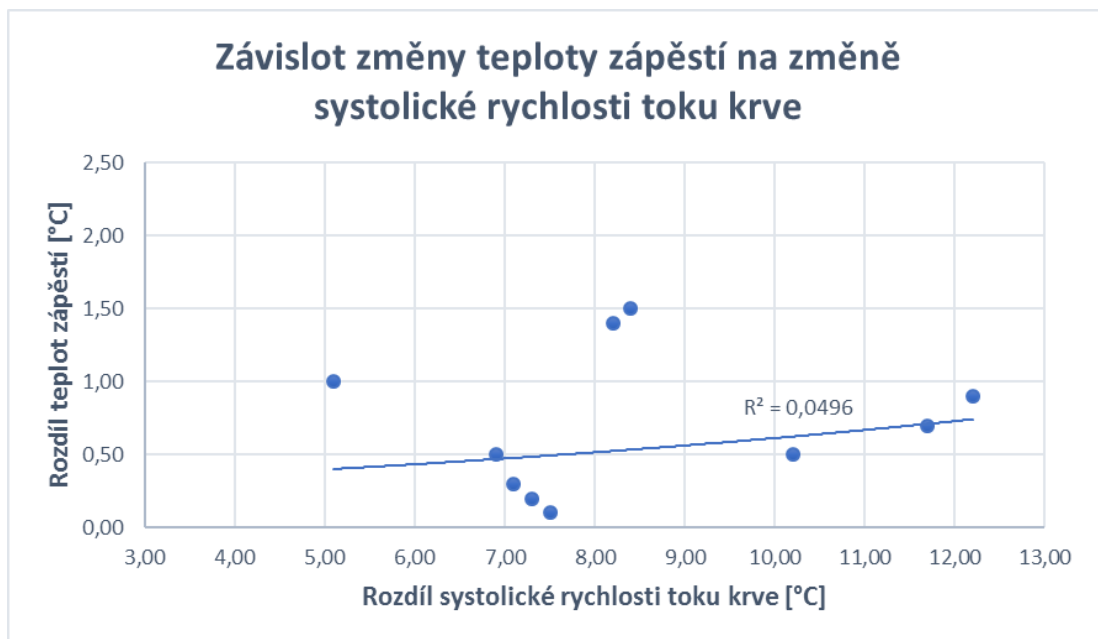
Tabulka 18 Nelineární exponenciální regrese závislosti mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí.

#### Interpretace výsledků

Vyhodnocením nulových hypotéz o vhodnosti modelu a významnosti regresních koeficientů bylo zjištěno, že model není vhodný a koeficienty jsou nevýznamné. Hodnota R Square je vyšší než v případě lineární regresní přímky (0,05). Tzn. že zvolena regresní přímka vysvětluje variabilitu změny povrchové teploty zápěstí na přibližně 5 %. Proto je **exponenciála vhodnější** pro vysvětlení mezi zvýšením systolické rychlosti krve na změnu povrchové teploty zápěstí.

Graf č.6 ukazuje, že změna (nárůst) systolické rychlosti toku krve má vliv na zvýšení povrchové teploty zápěstí.





Graf 6 Nárůst systolické rychlosti toku krve má vliv na zvýšení povrchové teploty zápěstí

Následující úlohy jsou zpracovány v příloženém pdf souboru „PRILOHA 2“:

- Úloha č.2

Zjistit, zda existuje závislost mezi změnou systolické rychlosti a změnou povrchové teploty hřbetu ruky.

- Úloha č.3

Zjistit, zda existuje závislost mezi změnou střední rychlosti a změnou povrchové teploty zápěstí.

- Úloha č.4

Zjistit, zda existuje závislost mezi změnou střední rychlosti a změnou povrchové teploty hřbetu ruky.

## 6 DISKUZE

Z výsledků hypotéz pro zátěžový test dolních končetin vyšlo, že v 100 % případech (12 probandů) poloha zvednutých noh má vliv na změnu teploty. To bylo potvrzeno zamítnutím nulové hypotézy č.1. Dále se potvrdilo v hypotéze č.2, že v 100 % případech vodorovná poloha následována polohou svěšených noh má vliv na změnu teploty. V hypotéze č.3 se potvrdilo v 100 % případech, že alespoň jedna poloha má vliv na změnu povrchové teploty plosek. Z konkrétních číselných výsledků pro časový vývoj pravé a levé nohy pro všech 12 probandů jde vyčíst následovné. Porovnávány byly vždy hodnoty teplot v poslední sekundě v dané poloze. Z vodorovné polohy do zvednuté polohy se medián povrchové teploty zvýšil u pravé nohy o 0,3 °C a u levé nohy o 0,2 °C ve skupině probandů. Byl očekáván opačný výsledek, že v důsledku gravitace se plosky nohou nebudou prokrvovat dostatečně, a proto klesne teplota. Výsledný nárůst teploty není vysoký a doba měření (5 minut zvednuté nohy) nemusela být dostatečná. Taktéž je známo, že každé lidské tělo reaguje na ten samý podnět odlišně. Ze zvednutých noh do vodorovné pozice se medián povrchové teploty zvýšil u pravé nohy o 0,4 °C a u levé nohy o 0,2 °C ve skupině probandů. Byl očekáván stejný výsledek, v důsledku změny gravitace krev proudí lépe. Následně se vzaly až tři po sobě jdoucí polohy kde se porovnal rozdíl na konci vodorovné polohy 0<sub>II</sub> a konec vodorovné polohy 0. Byl očekáván nulový nebo minimální rozdíl, protože v obou případech proband ležel stejnou dobu (5 minut), během které se ustálila povrchová teplota. Průměrný rozdíl u pravé nohy pro všechny probandy byl 0,3 °C a u levé nohy 0,2 °C, což nepotvrzuje očekávání. Poslední změna polohy byla z vodorovné do polohy svěšených noh, kdy se snížil medián teploty na pravé noze o 0,6 °C a na levé noze o 0,5 °C. Byl očekáván opačný výsledek, že v důsledku gravitace svěšených noh se budou prokrvovat končetiny více a teplota naroste. Výsledný pokles teploty může být vysvětlen vazokonstrikci periferních cév. To mohlo být způsobeno tím, že proband neměl ponožky až 20 minut a organismus se bránil proti úniku tepla vazokonstrikcí periferních cév. Další možnou chybou během měření mohla být nestejná vzdálenost termokamery od plosek probandů. Vliv na měření má i samotné lidské tělo, které se nechová v určité namodelované situaci stejně u každého člověka. Problémem je i zpracování termografických snímků v programu MATLAB, který nedokázal detekovat některé části plosek, a proto se liší počty pixelů v různých polohách pro ty samé plosky noh u konkrétního probanda.

Testovanou hypotézu pro zátěžový test horních končetin, že střední hodnota měření před a po zátěži se rovná pro zátěžový test horních končetin se zamítla u všech 4 parametrů. V porovnání s klidovou hodnotou jsou statisticky významně zvýšeny hodnoty systolické i střední rychlosti proudění krve ( $p < 0,05$ ). Taktéž se statisticky významně zvýšily hodnoty teplot zápěstí a hřbetu ruky ( $p < 0,05$ ). Systolická (maximální) rychlost toku krve se zvýšila po zátěži průměrně o 48,44 %. Střední rychlost toku krve se zvýšila po zátěži průměrně o 211,49 %. S Povrchová teplota zápěstí se zvýšila po zátěži průměrně o 3,79 %. Povrchová teplota hřbetu ruky se zvýšila po zátěži průměrně o 2,91 %. Výsledky z regresní analýzy nepotvrdili žádný vztah mezi zvyšováním rychlosti toku krve a změnou povrchové teploty. Nenašel se

model (viz přiložený soubor „PRILOHA 2“), který by vhodně popisoval reakci změny povrchové teploty zápěstí nebo hřbetu ruky na nárůst rychlosti toku krve. V tabulce č.12 popisující procentuální změnu je vidět, že nárůst rychlosti toku krve má vliv na zvýšení teploty, ale u každého jedince individuálně. Problémem hodnocení je opět malý počet probandů a individuální reakce každého organismu.

## 7 ZÁVĚR

Bakalářská práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Práce obsahuje teoretickou část, která se skládá ze základů infračervené termografie a dopplerovské ultrasonografie. Následně byla vybrána skupina dobrovolníků, kterým byla měřena povrchová teplota termokamerou a rychlost proudění krve dopplerovským ultrasonografem. Měření byly prováděné na periferních místech horních a dolních končetin, vždy před fyzickou zátěží a po fyzické zátěži. Poté byly zpracovány a vyhodnoceny termovizní snímky v programu MATLAB a FLIR QuickReport a výsledky získané ultrasonografickým Dopplerem v programu Excel a FLIR QuickReport. Vyhodnocování se provádělo v statistických softwarech Statistical12 a MINITAB14. Na závěr se provedla diskuze nad získanými výsledky.

Praktická část je tvořena popisem základní statistiky, která je použita na již předem zpracována data. Nejdříve se zjišťovala normalita u všech dat. Pak byly pro zátěžový test na dolních končetinách formulovány hypotézy, jestli má změna polohy noh značný vliv na změnu povrchové teploty plosek noh. Potvrdilo se, že změny poloh mají vliv na změnu povrchové teploty. Dále byl zkoumán časový vývoj povrchové teploty během celého testu po sobě jedoucích poloh. Na základě experimentů byl prokázán vliv polohování dolních končetin na jejich povrchovou teplotu. Naměřené a zpracované výsledky tak poskytují další informace pro klinický výzkum a možné čerpání poznatků v případě diagnostiky pacientů, jež mají problémy s prokrvením dolních končetin. Zátěžový test pro horní končetiny měl za úkol odhalit, jestli nárůst rychlosti toku krve má vliv na změnu povrchové teploty a najít regresní model a funkci popisující tento vztah. Na základě výsledků je vidět, že nárůst rychlosti toku krve má vliv na zvýšení teploty, ale u každého jedince jinak. Proto se nenašel žádný vhodný model popisující tuto závislost.

# LITERATURA

- [1] RUDDOCK W.R., Basic Infrared Thermography Principles, Reliabilityweb.com Press 2010. ISBN 978-09-832-2581-2.
- [2] HALLIDAY, D., RESNICK, R., WALKER, J. Fyzika Část 2, Mechanika – Termodynamika. Brno: VUTIUM a PROMETHEUS, 2000. ISBN 80-214-1869-9.
- [3] Automa [online]. [cit. 10.12.2016] Dostupné z: [http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf\\_articles/52890.pdf](http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/52890.pdf)
- [4] Omega [online]. [cit. 10.12.2016] Dostupné z: [http://www.omegaeng.cz/literature/PDF/techinfo\\_1.pdf](http://www.omegaeng.cz/literature/PDF/techinfo_1.pdf)
- [5] Termokamery [online]. [cit. 10.12.2016] Dostupné z: <http://www.termokamery.net/--12-4-kirchhofov-zakon-pre-ziarenie>
- [6] Automa [online]. [cit. 10.12.2016] Dostupné z: [http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf\\_articles/52626.pdf](http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/52626.pdf)
- [7] HOSKINS, P., MARTIN, K., THRUSH, A., Diagnostic Ultrasound, physics and equipment, Cambridge University Press 2010.
- [8] ROZMAN, J. a kol.: Elektronické přístroje v lékařství. Academia, Praha 2006
- [9] ROSINA, J, VRÁNOVÁ, J, KOLÁŘOVÁ, H, STANEK, J. Biofyzika: Pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada Publishing, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [10] Qtest [online]. [cit. 10.12.2016] Dostupné z: <http://www.qtest.cz/bezdotykovye-teplomery/bezdotykovye-mereni-teploty.htm>
- [11] HRAZDIRA, Ivo. Biofyzikální základy ultrasonografie: jak pracovat s ultrazvukovým diagnostickým přístrojem: praktická příručka s teoretickým úvodem pro stáž připravenou v rámci projektu: "Prohloubení odborné spolupráce a propojení ústavů lékařské biofyziky na lékařských fakultách v České republice". 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 69 s. ISBN 978-80-244-2895-6.
- [12] Termokamery-flir [online]. [cit. 10.04.2017] Dostupné z: <http://www.termokamery-flir.cz/termokamery-flir-i/>
- [13] Yeec [online]. [cit. 10.04.2017] Dostupné z: <http://www.yeec.com/uploadimages1/forum/201005备份/双向多普勒探测仪ES-100V3英文使用说明书.pdf>
- [14] ZVÁROVÁ, J.: Základy statistiky pro biomedicínské obory. Nakladatelství Karolinum, Praha 2007. ISBN 978-80-7184-786-1
- [15] BEDNÁŘ, J.: Testování statistických hypotéz, Brno, 2006
- [16] CYHELSKÝ, P., SUČEK, E. Základy statistiky. Praha: Vysoká škola finanční a správní, 2009. ISBN 978-80-7408-013-5
- [17] HAVEL, Z., CIHLÁŘ, D. Vybrané neparametrické statistické postupy v antropomotorice. 2011 [cit. 07.05.2017] Dostupné z: [https://pf.ujep.cz/~hnizdil/Antropo/A\\_skripta\\_kvalitativni.pdf](https://pf.ujep.cz/~hnizdil/Antropo/A_skripta_kvalitativni.pdf)
- [18] JUREČKOVÁ, M., MOLNÁROVÁ, I. Štatistika s Excelom. Liptovský Mikuláš:

Akadémia ozbrojených síl generála M.R. Štefánika v Liptovskom Mikuláši. 2005. ISBN 80-8040-257-4.

[19] BEDÁŇOVÁ, I., Multimediální výukový text pro studenty VFU Brno [cit. 11.05.2017]  
Dostupné z:

<http://cit.vfu.cz/stat/fvl/prednasky.htm>

[20] CHAJDIAK, J.: Štatistika v exceli 2007. Bratislava: STATIS, ISBN 978-80-85659-49-8.