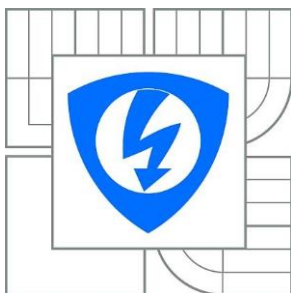




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## KOMPARATIVNÍ STUDIE MĚŘENÍ TEPLoty TĚLA RŮZNÝMI TECHNOLOGIEMI

COPARATIVE STUDY OF BODY TEMPERATURE MEASUREMENT USING VARIOUS  
TECHNOLOGIES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

ONDŘEJ VANĚK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. IVO PROVAZNÍK, Ph.D.

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V  
BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Biomedicínská technika a bioinformatika

**Student:** Ondřej Vaněk

**ID:** 155616

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2014/2015

## NÁZEV TÉMATU:

**Komparativní studie měření teploty těla různými technologiemi**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku měření teploty lidského těla. Zaměřte se na použití klasických rtuťových a galiových teploměrů a digitálních kontaktních teploměrů. 2) Prostudujte problematiku měření teploty pacientů v klinickém provozu Fakultní nemocnice Brno v Bohunicích na vybraném oddělení. 3) Proveďte experimentální měření vybranými teploměry v laboratorních podmínkách a proveďte srovnání variance měření. 4) Navrhněte experimentální protokol pro testování digitálních kontaktních teploměrů u skupiny pacientů. 5) Proveďte klinická měření. 6) Výsledky zhodnoťte, srovnajte s publikacemi a diskutujte.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] N. PADILLA-RAYGOZA, R. DIAZ-GUERRERO, P. GARCIA-VALENZUELA, M. PANTOJA-HERNANDEZ. Comparison Of Measurements Of Body Temperature With Four Thermometers In A Children Health Care Setting. Comparison Of Thermometers. The Internet Journal of Pediatrics and Neonatology, Vol. 13, No. 2, 2010.
- [2] A. DAVIE, J. AMOORE. Best practice in the measurement of body temperature. Nursing Standard, 23-29;24(42):42-9, 2010.

**Termín zadání:** 9.2.2015

**Termín odevzdání:** 29.5.2015

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

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
Předseda oborové rady

## UPOZORNĚNÍ:

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

## **Abstrakt**

Cílem této práce je srovnání kvality měření teploty těla různými kontaktními teploměry z pohledu přesnosti a praktičnosti. Teoretická část práce zahrnuje prostudování tématiky, seznámení se situací ve Fakultní nemocnici Brno v Bohunicích a navržení vhodného způsobu srovnání různých druhů teploměrů. Do praktické části patří proměření teploměrů v laboratorních podmínkách pro ověření jejich přesnosti, klinická měření na pacientech v různých místech těla a za různých podmínek a statistické vyhodnocení výsledků.

## **Klíčová slova**

tělesná teplota, teploměr, měření, axila

## **Abstract**

The aim of this work is to compare the body temperature measurement with different contact thermometers. The theoretical part includes studying the topic, familiarization with the situation at the Faculty Hospital Brno, Bohunice and suggestion of method for comparison. The practical part includes thermometers measurement in the laboratory to verify the accuracy, clinical measurement on patients in different parts of the body and under various conditions and statistical evaluation of results.

## **Key words**

body temperature, thermometer, measurement, axilla

# Prohlášení

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

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

V Brně dne

Podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu bakalářské práce prof. Ing. Ivo Provazníkovi, PhD. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při zpracování mé bakalářské práce. Dále chci poděkovat metrologu FN Bohunice, Ing. Milanu Šťastnému, za cenné rady a informace při ověřování přesnosti teploměrů.

V Brně dne

Podpis autora

Bibliografická citace mé práce:

VANĚK, O. *Komparativní studie měření teploty těla různými technologiemi*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 54 s. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D..

# Obsah

Seznam obrázků.....	8
Seznam tabulek.....	9
Úvod.....	10
1 Fyzikální principy.....	12
2.1 Teplota.....	12
2.2 Nejistoty měření.....	13
3 Teplota lidského těla.....	15
3.1 Řízení tělesné teploty.....	15
3.2 Techniky měření lidského těla.....	17
3.2.1 Teplota tělesného jádra.....	17
4 Teplotní senzory.....	19
4.1 Bezkontaktní teploměry.....	19
4.2 Kontaktní teploměry.....	19
4.2.1 Dilatační teploměry.....	19
4.2.2 Teploměry elektrické.....	21
4.2.3 Teploměry chemické.....	22
5 Měření v lékařské praxi.....	23
6 Praktická část.....	25
6.1 Experimentální měření.....	25
6.2 Experimentální protokol.....	28
6.3 Měření s digitálními a bezrtuťovými teploměry.....	30
6.4 Vyhodnocení klinických měření.....	31
7 Diskuse.....	41
Závěr.....	42
Dodatek.....	43
Porovnání s bezkontaktním měřením teploty.....	43
Literatura.....	46
Příloha.....	48

## Seznam obrázků

Obrázek 4-1 – Popis skleněného teploměru: 1 – zásobní baňka, 2 – sloupec kapaliny, 3 – maximální zařízení, 4 – stupnice, 5 – kapilára, 6 – obalová trubice.....	20
Obrázek 6-1 – histogram s přibližně normálním rozložením hodnot, S-W test: $p = 0,5160$ .....	31
Obrázek 6-2 – normální pravděpodobnostní graf a Shapiro-Wilkův test k výše zobrazenému histogramu .....	32
Obrázek 6-3 – histogram hodnot neodpovídajících normálnímu rozložení, S-W test: $p = 0,0002$ .....	32
Obrázek 6-4 – Histogram hodnot z digitálních a bezrtuťových teploměrů .....	33
Obrázek 6-5 – ukázka krabicového grafu – rozdíl mezi měřením bezrtuťovými teploměry a digitálními .....	39



## Seznam tabulek

Tabulka 3-1 – Mechanismy aktivované chladem, [1].....	16
Tabulka 3-2 – Mechanismy aktivované teplem, [1] .....	16
Tabulka 6-1 – Technické údaje vodní lázně s termostatem Grant Optima, [15] .....	26
Tabulka 6-2 – Technické údaje nerezové vany Grant, [15].....	26
Tabulka 6-3 – Technické údaje vodní lázně Julabo, [9] .....	26
Tabulka 6-4 – Výsledky měření – rtuťové teploměry .....	27
Tabulka 6-5 – Výsledky měření – bezrtuťové teploměry .....	27
Tabulka 6-6 – Výsledky měření – digitální teploměry .....	28
Tabulka 6-7 – Základní statistiky .....	35
Tabulka 6-8 – Znaménkový test .....	35
Tabulka 6-9 – Wilcoxonův párový test.....	36

# Úvod

V lékařské praxi se běžně setkáme s měřením teploty pacienta. Je to jeden ze základních parametrů lidského těla, který indikuje stav organismu. Díky měření tělesné teploty je možné včas zjistit některá onemocnění, která by se jinak mohla projevit pozdě. Otázkou však je, čím správnou teplotu určit. Teplotu totiž nelze měřit přímo, a tak využíváme různé fyzikální jevy, jako je roztažnost látek nebo změna vodivosti v závislosti na teplotě. Požadovaná veličina je pak z těchto hodnot určována. Rozvoj techniky přispěl k tomu, že máme nyní širokou škálu přístrojů, jež můžeme pro tento účel využít. Jedná se o senzory kontaktní a bezkontaktní, a právě tou první skupinou se tato práce zabývá. Ve Fakultní nemocnici Brno, v Bohunicích, si otázku vhodného přístroje také pokládají. Proto z iniciativy přednosta interní gastroenterologické kliniky (IGEK), prof. MUDr. Aleše Hepa, CSc., vzniklo téma pro tuto studii.



*Obrázek 1- Tři druhy teploměrů zahrnuté ve studii – zleva skleněný bezrtuťový, digitální, skleněný rtuťový*

Úkolem této bakalářské práce je prostudování problematiky měření teploty těla a porovnání metod měření v klinické praxi. Cílem by měla být komparativní studie kontaktních teploměrů, používaných při měření teploty těla pacientů v nemocničních zařízeních. Jde tedy o digitální termistorové teploměry a skleněné lékařské teploměry, používající pro zjištění teploty roztažnost kapaliny na bázi galia. Protože zlatým standardem měření teploty byly donedávna rtuťové teploměry, do části této práce byla zahrnuta i tato skupina.

Teoretická část práce pojednává o fyzikálních podstatách měření teploty a o teplotě samotné, jejím šíření a praktických způsobech měření. Je zde nastíněna aktuální situace na pracovišti IGEK a problémy vzniklé s omezením prodeje zařízení obsahujících rtuť.

Do praktické části je zahrnuto testování přesnosti výše zmíněných typů teploměrů, měření přímo na pacientech a vyhodnocení odlišností v jejich použití. Mimo rozsah této práce je na konci práce uveden dodatek, ve kterém jsou pro přehled srovnávány s kontaktními teploměry také teploměry bezkontaktní.

# 1 Fyzikální principy

V této kapitole jsou uvedeny základní teoretické znalosti z oblasti fyziky týkající se teploty a nejistot měření.

## 2.1 Teplota

Teplota je jeden z nejdůležitějších parametrů určujících stav hmoty. Vyjadřuje kinetickou energii atomů a molekul, které do sebe vzájemně narážejí, a jejich rychlost se stále mění. Ve skupenství tekutém (kapalném a plynném) se částice pohybují neuspořádaně v celém objemu látky, zatímco v pevném skupenství kmitají atomy kolem rovnovážné polohy. Pokud by veškerý pohyb ustal, hovořili bychom o absolutní teplotní nule (0 K). Tento stav je však pouze hypotetický. Teplota se navíc nedá měřit přímo, a proto pro její vyjádření používáme další fyzikální jevy. [2]

Vývoj teploměrů začal už v roce 1592 u Galilea Galilei. U nás používaná Celsiova stupnice pochází z roku 1742 od švédského astronoma A. Celsia. Byla vytvořena na základě roztažnosti rtuti, teplotě tání ledu (0°C) a bodu varu vody (100°C). Kelvinova (termodynamická) stupnice se používá od roku 1848. Kelvin (K) je základní jednotka teploty. Běžně se pro termodynamickou teplotu používá  $T$  a pro Celsiovu  $t$ . Vztah pro přepočítání mezi Celsiovou a Kelvinovou stupnicí je

$$t(^{\circ}C) = T - T_0 = T - 273,15 K, \quad (1)$$

kde  $T$  je odpovídající termodynamická teplota a  $T_0$  je teplota o 0,01 K nižší než teplota trojného bodu vody, který je definován hodnotou 273,16 K. Hodnotě  $T_0$  odpovídá v Celsiově stupnici 0 °C. Současně platí, že

$$\Delta T = \Delta t. \quad (2)$$

Rozšířená je také Fahrenheitova stupnice, a to zejména v USA. Následující vzorec vyjadřuje převod z výše zmíněných stupnic na Fahrenheitovu.

$$t(^{\circ}F) = \frac{9}{5}T - 459,67 = \frac{9}{5}t - 32. \quad (3)$$

Na teplotě je závislá většina vlastností látek. Proto je tak nutné její určování. To platí i pro lidské tělo, u kterého kontrolujeme teplotu lékařskými teploměry, a to buď kontaktními, nebo bezkontaktními. Lékařské teploměry mají rozsah teplot jen pár stupňů pod a nad fyziologickou lidskou teplotu (36,8 °C). Pro tento rozsah jsou lékařské teploměry kalibrovány. [2], [8]

## 2.2 Nejistoty měření

Nejistoty měření vyjadřují odchylku výsledku měření oproti pravé hodnotě. Nejistota se přiřazuje k výsledku měření a charakterizuje rozptyl hodnot kolem měřené veličiny, v němž se s určitou pravděpodobností nachází hodnota pravá. Standardní nejistota se značí písmenem  $u$  (z angličtiny – uncertainty) a je dána směrodatnou odchylkou ( $\sigma$ ). [2]

Rozdělení nejistot měření:

- standardní nejistota typu A –  $u_A$ ,
- standardní nejistota typu B –  $u_B$ ,
- kombinovaná standardní nejistota –  $u_C$ ,
- rozšířená nejistota –  $U(x)$ .

### *Standardní nejistota typu A*

Standardní nejistota  $u_A$  je dána statickým vyhodnocením naměřených výsledků, směrodatnou odchylkou výběrového aritmetického průměru. Po nejméně deseti opakovaných měření veličiny  $X$  (za stejných podmínek) se vypočte aritmetický průměr a stanoví tak odhad hodnoty  $x$ . Výběrový aritmetický průměr a směrodatná odchylka jsou dány vztahy

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i}{n}, \quad (4)$$

$$u_A(x) = \sigma(\bar{X}) = \sqrt{D(\bar{X})} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n(n-1)}}, \quad (5)$$

kde  $X$  je měřená veličina a  $n$  je počet měření. [2]

Pravděpodobnost, že náhodná veličina se bude lišit od střední hodnoty maximálně o jednu směrodatnou odchylku (bude ležet v intervalu  $\langle \bar{X} - \sigma; \bar{X} + \sigma \rangle$ ), je za normálního rozdělení 68,27 %. Často se používá interval  $\bar{X} \pm 2\sigma$ , kde je tato pravděpodobnost 95,45 %. [2]

### *Standardní nejistota typu B*

Do typu B řadíme všechny ostatní zdroje nejistoty – technické parametry měřících přístrojů, tolerance součástek, vliv stáří součástek, atd. Také nejistota typu B se vyjadřuje směrodatnou odchylkou nebo rozptylem, nevyhodnocuje se ale statistickým zpracováním dat. [2]

### *Kombinovaná standardní nejistota*

Tato nejistota spojuje oba předchozí typy nejistot, určena je rovnicí

$$u_c(x) = \sqrt{u_A^2(x) + u_B^2(x)}. \quad (6)$$

[2]

## 3 Teplota lidského těla

### 3.1 Řízení tělesné teploty

Teplu organismu je tvořeno svalovou prací, zpracováváním potravy a při dalších metabolických pochodech. Tělesná teplota je dána rovnováhou mezi výdejem a tvorbou tepla. Pro správný průběh chemických reakcí je potřebná stálá tělesná teplota. Člověk patří mezi organismy teplokrevné, tedy homoiotermní, jejichž teplota těla je řízena z hypotalamu, a i přes velké výkyvy okolního prostředí je udržována v malém rozmezí okolo 36,7 °C. Toto však platí pro centrální část organismu. Končetiny mohou být v důsledku vzdálenosti od jádra a vlivu okolí chladnější, nohy až o deset stupňů. Skrotum má teplotu sníženou na 32 °C kvůli správné tvorbě pohlavních buněk. Nejméně ovlivňovaná, a také považovaná za směrodatnou, je teplota rektální. Přes den teplota těla běžně kolísá až o 0,7 °C, ráno je nejnižší a postupně stoupá k maximu ve večerních hodinách. U žen je teplota ovlivněna také měsíčním cyklem. V druhé polovině menstruačního cyklu se přibližně o půl stupně zvyšuje. Výrazně je teplota ovlivňována svalovou prací a mírněji také emočním napětím. Zdrojem tepla je, mimo výše uvedené, také hnědý tuk. Ten se vyskytuje převážně u kojenců. [1]

Odvod tepla z organismu je realizován různými mechanismy. Zářením a vedením (70 %), pocením (27 %), dýcháním (2 %), močí a stolicí (1 %). [1]

Vedením je myšlen přechod tepla mezi dvěma vzájemně se dotýkajícími objekty, mají-li rozdílnou teplotu. Molekuly teplejšího tělesa mají větší kinetickou energii. Tím, že vrážejí do molekul chladnějšího objektu, mu předávají energii ve formě tepla. Zrychlený převod tepla je možný, jestliže molekuly tekutiny proudí od místa kontaktu. [1]

Vyzařováním myslíme odvod tepla bez kontaktu zúčastněných objektů. Přenos je realizován elektromagnetickým zářením. [1]

Odpařování vody z pokožky probíhá neustále. Při větší vlhkosti vzduchu se pot odpařuje pomaleji, a proto je lidem za vlhkého počasí tepleji. [1]

V následujících tabulkách jsou vypsány reflexní a poloreflexní reakce u člověka regulující teplotu těla.

Tabulka 3-1 – Mechanismy aktivované chladem, [1]

<b>Snížení výdeje tepla</b>	<b>Zvýšení produkce tepla</b>
Kožní vazokonstrikce	Svalový třes
Stočení do klubíčka	Hlad
Zježení chlupů	Zvýšení volní aktivity
	Zvýšení sekrece adrenalinu a noradrenalinu

Tabulka 3-2 – Mechanismy aktivované teplem, [1]

<b>Snížení produkce tepla</b>	<b>Zvýšení výdeje tepla</b>
Nechutenství	Vazodilatace
Apatie a nečinnost	Pocení
	Intenzivnější dýchání

### *Horečka*

Horečka neboli febris, je patologický stav organismu způsobený špatnou funkcí termoregulačních mechanismů. Termoreceptory signalizují, že teplota těla je nižší, než teplota nastavená hypotalamem, a jsou aktivovány mechanismy zvyšující tělesnou teplotu. Pocit chladu, který nemocný obvykle pociťuje, je způsoben vazokonstrikcí vlásečnic v kůži. Častý je výskyt třesavky, přestože práh třesové termogeneze je za normálních okolností 35,5 °C. [1]

### *Hypotermie*

Záměrného podchlazení organismu až na teplotu 24 – 21 °C se využívá v chirurgii. Po tomto zákroku je možné na chvíli zastavit krevní oběh, jelikož tkáně při této teplotě nepotřebují tolik kyslíku. Jsou proto možné operace srdce a mozku. Nezáměrná hypotermie je ovšem závažný stav, který se musí kompenzovat zahříváním těla. [1]



## 3.2 Techniky měření lidského těla

### 3.2.1 Teplota tělesného jádra

Pro měření centrální části těla bylo vyvinuto mnoho různých technik. Teplota organismu se na různých částech těla liší, proto je důležité měřit ji v centrální oblasti a případně srovnávat výsledky z různých partií. [3]

#### *Centrální teplota*

Základem měření je katetrizace plicní tepny, kde se tato teplota měří. Jde o metodu invazivní, je zde tedy riziko poranění. Tato metoda vyžaduje zvláštní dovednosti a prostředky. [3]

#### *Orální teplota*

Nejpohodlnější místo pro běžné měření teploty tělesného jádra jsou pravděpodobně právě ústa. Orální teplota bývá měřena v sublinguální oblasti. Doba měření závisí na typu teploměru, u digitálních nebývá delší než 3 minuty. Teplota v ústech ale může být o malý rozdíl nižší, než v hlubších částech těla, což ukazují některé dřívější studie. Tyto rozdíly se však zdají být zanedbatelné. [3]

Nevýhodou ústního měření je nemožnost kontinuálního sledování teploty. Orální teplota také může být ovlivňována pitím horkých, nebo naopak studených nápojů, žvýkáním, kouřením atp. [3]

#### *Axilární teplota*

Podpaží je také vhodné místo pro měření teploty jádra jak u dětí, tak u dospělých. Měření axilární teploty však trvá delší dobu, než měření orální či rektální teploty, při použití stejného typu teploměru. Důležitý je požadavek přímého kontaktu sondy s kůží pacienta. Komparativní studie prokázala nižší naměřené teploty v axilární oblasti, než teploty v ústní dutině, a to o 0,2 - 0,3 °C u nehorečnatých pacientů a o 0,5 - 0,6 °C nižší u pacientů s horečkou (Ilsely et al 1983). [3], [4]

#### *Rektální teplota*

Rektum patří k místům, kam jde teploměr snadno zavést a kde dochází k minimálním teplotním ztrátám. Rektální teplota bývá považována za ukazatel teploty tělesného jádra, zvláště při monitorování pacienta. Ve srovnání s vývojem vnitřní teploty se mění výrazně pomaleji. Na měření rektální teploty má vliv hloubka zasunutí sondy (Mead a Bonmarito 1949). Rektální měření není doporučováno u kojenců a malých dětí kvůli možné perforaci střeva. Dále je potřeba dbát na zvýšené sterilizační techniky. [3]

### *Teplota v tříselech*

Zjišťování teploty těla v této oblasti není tak časté jako v axilární krajině, v některých případech však může být vhodnější. Na doporučení z FN Brno v Bohunicích bude měření prováděné v této práci zahrnovat i měření právě v této oblasti.

### *Teplota v jícnu*

Teplota v této oblasti velmi rychle reaguje na vnitřní změny teploty. Sonda se do jícnu zavádí buď nasálně, anebo orálně. Tato metoda je stejně jako rektální metoda semiinvazivní a je zde riziko poranění. [3]

### *Tympanální teplota*

Tympanální měření teploty infračervenými teploměry se ukázalo jako spolehlivý způsob měření teploty tělesného jádra. Bubínek, na který je teploměr nasměrován, leží v blízkosti hypotalamu, kde se nachází centrum řízení tělesné teploty. Toto měření trvá pouze pár sekund a podává přesné výsledky. Je ovšem možné, že naměřená hodnota je ovlivněna ušním mazem a také tím, zda pacient před měřením ležel či neležel na vyšetřované straně. [3]

### *Nosní teplota*

Nosní dutina je další přirozený tělní otvor, kam lze vsunout teplotní senzor, ale z důvodu dráždění nosní sliznice spíše v lokální nebo celkové anestezii. [3]

## 4 Teplotní senzory

Senzor teploty je funkční prvek k měření teploty, s měřeným prostředím je v přímém styku. Senzorem rozumíme snímač, čidlo teploty nebo běžně používaný pojem teploměr. [2]

Dělit senzory můžeme z fyzikálního hlediska na odporové, termoelektrické, dilatační, radiační, akustické, optické, polovodičové, šumové, chemické, magnetické a další. Dále dělíme teploměry na dotykové a bezdotykové. [2]

Specifikace lékařských teploměrů udává česká technická norma ČSN EN 12470. Základní požadavky uvádím u jednotlivých druhů.

### 4.1 Bezkontaktní teploměry

V některých případech je nutné měřit teplotu objektu, aniž bychom se ho dotkli. Například na nebezpečných nebo těžko dostupných místech. Ovšem i za normálních podmínek může být bezkontaktní měření vhodné, navíc je také pohodlnější než kontaktní měření. Jeho přesnost je však některými odborníky napadána. V dodatku mé práce zmíním srovnání kontaktních a bezkontaktních teploměrů. [2]

Vyhodnotit teplotu bez kontaktu s měřeným objektem můžeme na základě detekce jeho tepelného záření. Infračervené záření má vlnové délky od 760 nm do 1 mm. Toto záření je neionizující a nízkoenergetické a produkuje ho luminiscenční, rádiové a tepelné zdroje. Při měření teploty nás zajímá právě tepelné záření, které je způsobeno pohybem molekul látek s vyšší teplotou než 0 K, tedy všech, které nás obklopují. [2]

### 4.2 Kontaktní teploměry

Dotykové teploměry musí být v kontaktu s měřeným objektem, například přiložené k tělu pacienta v lékařské praxi nebo ponořené ve vodní lázni při ověřování těchto teploměrů.

#### 4.2.1 Dilatační teploměry

Dilatační teploměry jsou založeny na teplotní roztažnosti kapalin, plynů a pevných látek. Tuto skupinu můžeme rozdělit podle konstrukce na tyčové, bimateriálové, bimetalické, skleněné a dále na plynové, kapalinové a parní tlakové. Ve zdravotnictví se často používají skleněné teploměry, proto si jejich princip dále vysvětlíme. [2]

### Skleněné teploměry

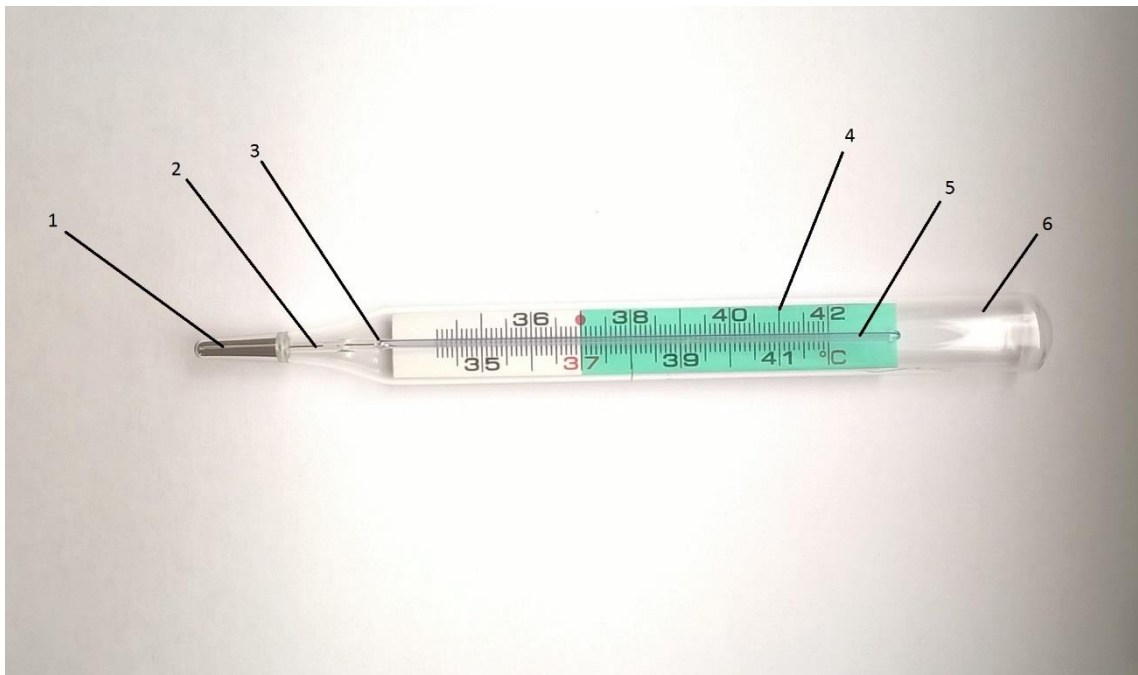
Jedná se o dilatační teploměry využívající roztažnosti kapalin v závislosti na teplotě. Tato závislost sice není lineární, ale pro malé teplotní rozdíly můžeme použít vztah

$$V = V_0(1 + \beta t), \quad (7)$$

kde  $\beta$  ( $K^{-1}$ ) je součinitel teplotní objemové roztažnosti.

Skleněné teploměry se dělí na tyčinkové a obalové. V prvním případě je stupnice trvale a čitelně vyznačena přímo na kapilárním sloupcu. Obalové teploměry mají stupnici na destičce, a ta je spolu s kapilárou nepropustně uzavřena v průhledné obalové trubici. [2], [5]

Rozsah lékařských skleněných teploměřů musí být od  $35,5\text{ }^{\circ}\text{C}$  do  $42\text{ }^{\circ}\text{C}$  s hodnotou dílku  $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Maximální přípustná chyba teploměru je  $+0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$  a  $-0,15\text{ }^{\circ}\text{C}$  od skutečné hodnoty. U každého tohoto přístroje se musí provést zkouška ověření shody a porovnání s etalonovými teploměry. Při používání stačí vizuální kontrola. [2], [5]



Obrázek 4-1 – Popis skleněného teploměru: 1 – zásobní baňka, 2 – sloupec kapaliny, 3 – maximální zařízení, 4 – stupnice, 5 – kapilára, 6 – obalová trubice

Součástí skleněného teploměru je zásobní baňka, měřící kapilára, v nichž je kapalina a nejčastěji vakuum, a stupnice. Vše je navíc u obalových typů v obalové trubici. Teplota se určuje z výšky hladiny kapaliny v kapiláře. Skleněné teploměry jsou schopny měřit v rozsahu  $-190^{\circ}\text{C}$  do  $600^{\circ}\text{C}$ . Nevýhodou skleněných teploměrů je jejich snadné rozbití, avšak jsou velmi přesné a na rozdíl od digitálních se nemusí v průběhu jejich používání kalibrovat, ale mohou se používat se stálou přesností až do jejich rozbití. Nejčastěji se jako teploměrová kapalina používá rtuť. Nové teploměry s tímto těžkým kovem se ale od roku 2009 nesmějí prodávat, a to převážně kvůli toxikologickým účinkům výparů rtuti a dopadům na životní prostředí. V lékařské praxi je běžné použití maximálního zařízení teploměru, které slouží k zamezení poklesu sloupce kapaliny v kapiláře. [2]

## 4.2.2 Teploměry elektrické

Jedná se o teploměry využívající změny vodivosti látek při změně teploty, při měření změny odporu či napětí.

### *Odporové teploměry*

V závislosti na teplotě se mění elektrický odpor vodičů a polovodičů. Tohoto jevu se využívá u odporových teploměrů. U kovových odporových materiálů odpor s rostoucí teplotou stoupá. V malém rozsahu teplot můžeme uvažovat lineární závislost odporu na teplotě a můžeme použít vztah

$$R_{\vartheta} = R_0[1 + \alpha(\vartheta - \vartheta_0)]. \quad (8)$$

$R_{\vartheta}$  je odpor při teplotě  $\vartheta$ ,  $R_0$  je odpor při teplotě  $0^{\circ}\text{C}$ ,  $\alpha$  je teplotní součinitel odporu a platí

$$\alpha = \frac{R_{100} - R_0}{100R_0}. \quad (9)$$

Standardně se používají platinové senzory, mající teplotní rozsah od  $-200^{\circ}\text{C}$  do  $850^{\circ}\text{C}$ .

Nejběžnější polovodičové snímače jsou termistory. Ty jsou velmi citlivé, mají ale nelineární charakteristiku. U polovodičových snímačů odpor s rostoucí teplotou klesá a závislost je dána exponenciálním vztahem

$$R_{\vartheta} = R_{\infty} e^{\frac{B}{T}}, \quad (10)$$

kde  $R_{\infty}$  je extrapolovaný odpor pro  $T \rightarrow \infty$ ,  $B$  je teplotní koeficient a  $T$  je teplota.

U odporových vodičů se setkáváme s chybou měření díky zvyšování teploty při průchodu elektrického proudu čidlem. Proto se používají proudy jen v řádech mA. [2], [11]

### 4.2.3 Teploměry chemické

Teploměry se změnou typu fáze využívají změnu stavu chemických složek. Jde o teploměry s maticí bodů (teček), které v závislosti na teplotě mění svou barvu. Tyto tečky jsou vyrobeny z netoxických materiálů a při vyšší teplotě černají. Poslední tmavý bod značí správnou teplotu. Tyto teploměry dosahují srovnatelné přesnosti jako běžně užívané digitální nebo bezrtuťové lékařské teploměry. Dovolená chyba je  $+0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$  a  $-0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Mohou se používat i opakovaně a cena jednoho teploměru značky NexTemp vyjde na šest korun českých. Doba měření je přibližně jedna minuta. [6], [10], [12]

## 5 Měření v lékařské praxi

Na vybraném oddělení Fakultní nemocnice Brno v Bohunicích – Interní gastroenterologická klinika – byla zjišťována aktuální situace ohledně měření teploty těla pacientů. Kapitola 5 se věnuje právě tomuto tématu.

Od roku 2009, kdy byl Evropskou unií ustanoven zákaz prodeje rtuťových teploměrů, se podstatně změnila technika měření teploty těla pacientů v nemocničních zařízeních. Na Interní gastroenterologické klinice, kde byla problematika blíže studována, byly kvůli této události vyřazeny z provozu veškeré rtuťové teploměry a nahradily je teploměry digitální (výrobce Cemio), bezrtuťové (výrobce EXATHERM) a bezkontaktní (Microlife NC 100). Nyní jsou zde používány jen první dva typy, bezkontaktní měření teploty je zakázáno přednostou kliniky prof. MUDr. A. Hepem, CSc., a to kvůli pochybnostem o jejich přesnosti měření.

Zjištění teploty všech hospitalizovaných pacientů je časově náročný úkol. Měření teploty je prováděno standardně dvakrát denně, ráno a večer, dále podle potřeby například při zvýšené teplotě nebo při podávání léků v závislosti na teplotě. Uskutečňováno je výhradně digitálními teploměry Metric 302, model DT-01B, značky Cemio, s teplotním rozsahem 32,0 až 42,0 °C a přesností  $\pm 0,1$  °C. Těch je na oddělení devadesát a každý pacient má přidělen svůj vlastní. Měření provádí určená sestra, která má v danou dobu službu. Digitální teploměry jsou velmi rychlé, měření v axilární oblasti trvá do dvou minut. Sestry odečítají naměřenou teplotu ihned po indikaci zvukovým signálem, který upozorní, že je teplota změřena. Názor sester na tyto teploměry ale není příznivý, nejspokojenější by byly s teploměry rtuťovými. Tyto skleněné teploměry šly dobře sklepávat, byly spolehlivé a dobře čitelné. Na digitálních teploměrech jsou sice číslice naměřené teploty také velmi dobře čitelné, navíc je měření s nimi rychlé, ale nepřesnost jejich měření také není zanedbatelná. Zvláště časté jsou chyby kvůli špatnému kontaktu s tělem pacienta. Jak bylo ovšem při experimentech zjištěno, tyto nepřesnosti mohou být způsobeny okamžitým odečtem teploty po první zvukové indikaci, což je většinou do jedné minuty. Na doporučení výrobce by ale měření mělo probíhat až několik minut. Bezrtuťové teploměry EXATHERM jsou na IGEEK používány méně často, a to proto, že doba měření je okolo osmi minut a kapalina jde špatně sklepávat zpátky do zásobní baňky. Pro sklepávání se musí používat sklepávací pouzdro, jehož plastová ohýbaná část se po čase ulomí. Druhá možnost je použití elektrického sklepávacího zařízení na více teploměrů současně. [13]

Záruka stejně přesného měření teploty je u skleněných teploměrů až do rozbití, ostatní teploměry musí být co dva roky kalibrovány. U většiny teploměrů se ale kalibrace nevyplatí, jelikož je finančně náročná a je lepší koupit nové. Kontrola a zajištění kalibrace je prováděna metrologem FN Brno. Zmíněné teploměry byly uvedeny do provozu v červnu roku 2014 a platnost jejich ověření vyprší v prosinci 2016.



## 6 Praktická část

### 6.1 Experimentální měření

V laboratorních podmínkách byla porovnávána přesnost měření tří druhů kontaktních teploměrů – skleněných rtuťových, skleněných s kapalinou na bázi galia a elektronických. Z každého druhu teploměrů byly pro objektivnost testovány tři kusy. Všechny teploměry kromě tzv. rychloběžky mají maximální zařízení. Je to funkce, která při poklesu teploty v okolí čidla pod naměřenou hodnotu zamezuje poklesu buď sloupce kapaliny, anebo hodnot na displeji teploměru.

Rtuťové teploměry:

Exatherm - rtuťový teploměr skleněný s maximálním zařízením, rozsah 35 - 42 °C, přesnost 0,1 °C – vzorek 1, vzorek 2.

Exatherm - rtuťový teploměr skleněný bez maximálního zařízení - rychloběžka, rozsah 29,1 - 42 °C, přesnost 0,1 °C – vzorek 3.

Bezrtuťové teploměry:

Teploměr lékařský Exatherm – skleněný, klasický ve skleřovací pouzdře, s maximálním zařízením, rozsah od +35 °C do +42 °C, dělení 0,1 °C, přesnost +0,1 °C až 0,15 °C, měřicí kapalina Ga, In, Sn, vzorek 1-2. [17]

Teploměr lékařský, bezrtuťový – Polymed, s maximálním zařízením, rozsah od +35 °C do +42 °C, dělení 0,1 °C, přesnost 0,1 °C – vzorek 3

Digitální teploměry:

Thermoval BASIC – digitální lékařský teploměr s maximálním zařízením, rozsah 32 °C až 42 °C, přesnost  $\pm 0,1$  °C (35,5 °C – 42 °C),  $\pm 0,2$  °C (32 °C – 35,5 °C), vzorek 1-3. [16]

První, pouze hrubé ověřování funkčnosti, bylo prováděno pouze u digitálních teploměrů, kde byla zjišťována funkčnost v udávaném rozsahu teplot a správnost zobrazování značení pro příliš nízké nebo vysoké teploty. Toto splnily všechny tyto teploměry. Česká technická norma ČSN EN 12470 doporučuje ověřování na minimálně dvou měřicích teplotách – 37 °C a 41 °C. Podle uvedeného doporučení bylo dále postupováno, avšak navíc byla přidána teplota 39 °C, z důvodu ověření přesnosti měření ve více bodech stupnice. Měření bylo prováděno v laboratorních podmínkách, za stálé okolní teploty (25 $\pm$ 1) °C a vlhkosti 30-40 %. Teplota vody, ve které byla zjišťována přesnost rtuťových teploměrů, byla regulována ve vodní lázni s termostatem Optima T100 (Grant, UK), v.č.: T01437001. Vybrané technické údaje jsou uvedeny v následující tabulce.

Tabulka 6-1 – Technické údaje vodní lázně s termostatem Grant Optima, [15]

Teplotní rozsah	0 °C až 100 °C
Stabilita	±0,05 °C
Uniformita	±0,1 °C

Tabulka 6-2 – Technické údaje nerezové vany Grant, [15]

Objem lázně	5 l
Rozměry	300x150x150
Ohřátí z 25 °C na 70 °C (voda, lázeň s víkem)	10 minut

Digitální a bezrtuťové teploměry byly proměřovány ve vodní lázni TW 12 (Julabo, Německo), v.č.: 10115525, s platnou kalibrací do 1. 2015, protože lázeň Grant nebyla v daný okamžik k dispozici. Tato lázeň má sice větší objem, ale má horší stabilitu. Přesto byly dodrženy vhodné podmínky a drobné rozdíly od kalibračních teplot byly dopočítány.[9]

Tabulka 6-3 – Technické údaje vodní lázně Julabo, [9]

Objem lázně	5 – 14 l
Rozměry	400x320x280
Rozsah pracovních teplot	20 – 99,9 °C
Stabilita	±0,2 °C

#### *Etalonový teploměr*

Etalonový digitální teploměr, vůči kterému byly teploměry porovnávány, je typ GMH 3750 od německého výrobce GREISINGER se sondou GTF 401 Pt 100 s měřicím rozsahem -50 až +400 °C. Přesnost tohoto zařízení je  $\pm 0,03 \text{ °C} \pm 1 \text{ digit}$ , sondy Pt 100 tř. B dle ČSN EN 60751. Z kalibračního listu tohoto měřidla bohužel nelze zjistit chybu měřidla na teplotách 37, 39 a 41 °C. Proložením známých chyb v kalibračních bodech polynomicou spojnicí lze však soudit, že bude velmi blízká nule. Proto nebyla chyba měřidla zahrnuta do výpočtů chyb jednotlivých testovaných teploměrů. [14]

### Výsledky měření

Pro každý teploměr bylo provedeno deset měření na každé ze tří kalibračních teplot. U třetího z galistanových teploměrů ale došlo po první části měření k vadě, a to roztržení sloupce kapaliny. Spojit kapalinu v kapiláře se nepovedlo ani střepáváním, ani zahřátím na vyšší teplotu. Proto byl zaměněn za skleněný bezrtuťový teploměr značky Polymed, obsahující měřicí kapalinu na bázi galia a thalia.

Z naměřených hodnot byl vypočten aritmetický průměr a určena chyba měření podle vzorce

$$e = t_i - t_{wb}, \quad (11)$$

kde  $t_i$  je teplota naměřená daným teploměrem a  $t_{wb}$  je teplota vodní lázně určená etalonovým teploměrem. Tato chyba musí být u skleněných teploměrů podle normy ČSN EN 124 70 max.  $+0,1 \text{ } ^\circ\text{C}$  a  $-0,15 \text{ } ^\circ\text{C}$ . U kompaktních elektronických teploměrů je povolená chyba  $\pm 0,1 \text{ } ^\circ\text{C}$  v rozsahu teplot  $35,5 - 42 \text{ } ^\circ\text{C}$ . Vzorek 3 u rtuťových teploměrů je rychloběžka, tzn., že nemá maximální zařízení a sloupec rtuti okamžitě po ochlazení zásobníku klesá. U zbylých dvou rtuťových teploměrů vyšla chyba měřidla vždy kladná, na hranici přípustné chyby. Nejmenší chyby měřidel byly zjištěny u digitálních teploměrů. Tato odchylka se uvádí v takovém řádu, jaký je možný odečet na testovaném teploměru, tedy u digitálních desetina a u kapalinových, kde bylo možné rozlišit stupnici po sudých setinách v tomto řádu. [5]

Dalším vyjádřením přesnosti je směrodatná odchylka, neboli nejistota typu A –  $u_A$ , jejíž výpočet a použití je popsáno v kapitole 13.

Tabulka 6-4 – Výsledky měření – rtuťové teploměry

Etalonová hodnota [ $^\circ\text{C}$ ]	Vzorek 1		Vzorek 2		Vzorek 3	
	Chyba měřidla [ $^\circ\text{C}$ ]	$u_A$ [ $^\circ\text{C}$ ]	Chyba měřidla [ $^\circ\text{C}$ ]	$u_A$ [ $^\circ\text{C}$ ]	Chyba měřidla [ $^\circ\text{C}$ ]	$u_A$ [ $^\circ\text{C}$ ]
37	0,1	0,03	0,09	0,01	-0,03	0,02
39	0,1	0,01	0,1	0,03	0,07	0,01
41	0,1	0,01	0,1	0,03	0,07	0,01

Tabulka 6-5 – Výsledky měření – bezrtuťové teploměry

Etalonová hodnota [ $^\circ\text{C}$ ]	Vzorek 1		Vzorek 2		Vzorek 3	
	Chyba měřidla [ $^\circ\text{C}$ ]	$u_A$ [ $^\circ\text{C}$ ]	Chyba měřidla [ $^\circ\text{C}$ ]	$u_A$ [ $^\circ\text{C}$ ]	Chyba měřidla [ $^\circ\text{C}$ ]	$u_A$ [ $^\circ\text{C}$ ]
37	-0,09	0,31	0,01	0,42	-0,07	0,10
39	-0,01	0,11	0,02	0,07	0,00	0,06
41	0,09	0,06	0,08	0,05	0,06	0,21

Tabulka 6-6 – Výsledky měření – digitální teploměry

Etalonová hodnota [°C]	Vzorek 1		Vzorek 2		Vzorek 3	
	Chyba měřidla [°C]	$u_A$ [°C]	Chyba měřidla [°C]	$u_A$ [°C]	Chyba měřidla [°C]	$u_A$ [°C]
37	-0,1	0,06	-0,1	0,03	0,0	0,05
39	0,0	0,04	-0,1	0,04	0,0	0,05
41	0,0	0,05	0,0	0,06	0,0	0,05

Všechny naměřené hodnoty VYHOVUJÍ výše uvedeným přesnostem.

## 6.2 Experimentální protokol

Tato kapitola se zabývá testováním digitálních kontaktních teploměrů u skupiny pacientů. Dále je uveden experimentální protokol pro toto měření.

### Úvod

Předmětem této experimentální práce je testování digitálních teploměrů Thermoval BASIC na dobrovolnících, a to z hlediska rozdílů naměřených výsledků v oblasti axilární a v oblasti třísel. Do experimentu je zahrnut také vliv okolní teploty a fyzické námahy.

Použitý teploměr:

Thermoval BASIC, s termistorovým čidlem, rozsah 32,0 °C – 42 °C, přesnost měření  $\pm 0,1$  °C v rozsahu 35,5 °C – 42,0 °C

Datum: 23.4.2015

Místnost: Biofyzikální ústav, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity Brno, laboratorní místnost

Teplota:  $(23 \pm 1)$  °C

Tlak:  $(985 \pm 20)$  hPa

Vlhkost:  $(35 \pm 10)$  %

### *Experimentální část*

Experiment byl rozdělen na tři části: měření teploty těla za pokojové teploty, měření ve vytopené místnosti a měření po fyzické zátěži. Měření probíhalo na zdravých jedincích.

Dva teploměry byly současně zavedeny na měřená místa, do podpaží a do oblasti třísel, aby bylo možné vyhodnotit rozdíl. Toto měření bylo provedeno na dvaceti lidech, aby výsledky mohly být statisticky hodnotitelné. Po každém měření byly teploměry desinfikovány prostředkem Desident CaviCide (SpofaDental a.s., Česká republika).

Teploměr Thermoval BASIC upozorní obsluhu, jakmile zůstává detekovaná teplota stabilní. Teplota se ale může ustálit až po několika minutách, a přesto teploměr indikuje stabilní teplotu už dříve, protože nárůst teploty je příliš pomalý. Proto je lepší měřit déle než jen do upozornění teploměru. Při tomto experimentu trvalo každé měření čtyři minuty (první zvukový signál byl zaznamenán průměrně po třiceti sekundách).

#### **1. Měření za pokojové teploty**

Měření v oblasti podpaží a třísel bylo provedeno na pacientech, kteří byli v klidu a aklimatizovaní na teplotu v laboratoři. Teplota v místnosti byla  $(23 \pm 1) ^\circ\text{C}$ . Teplotní čidla teploměrů byly plně obklopeny danou částí těla, měření v tříslech bylo provedeno vleže, s jednou nohou volně položenou a druhou pokrčenou v kolenu tak, aby byl teploměr přitisknut v třísele.

#### **2. Měření po fyzické zátěži**

Ve druhé části experimentálního měření probíhalo testování po lehké fyzické zátěži, aby se dosáhlo zvýšení tepové frekvence, tedy prokrvení těla, a také aby se pacient opotil. Fyzická aktivita spočívala v provedení dvaceti dřepů a dvaceti kliků. Tato část měření byla provedena pouze v axilární oblasti. Po tomto měření byl pacient ponechán v klidu, aby nebyla ovlivněna další část měření.

#### **3. Měření v místnosti se zvýšenou teplotou**

V laboratoři byly uměle připraveny podmínky, které mohou za horkých letních dnů nastat na nemocničních pokojích, abychom zjistili, zda zvýšená okolní teplota má vliv na měření tělesné teploty. Teplota v této místnosti byla  $(33 \pm 1) ^\circ\text{C}$ . Před vystavením pacienta zvýšené teplotě v připravené místnosti bylo provedeno kontrolní měření za pokojové teploty  $(23 \pm 1) ^\circ\text{C}$ , vůči kterému pak byly výsledky porovnány. Dobrovolníci vždy před měřením alespoň půl hodiny nečinně

pobývali v místnosti. Samotné měření probíhalo vleže, nepředcházela mu žádná významná fyzická aktivita.

### *Závěr*

Vyhodnocení bylo provedeno testováním nulové hypotézy  $H_0$ , jež tvrdí, že naměřené výsledky v různých částech těla nebo za různých podmínek se rovnají. Alternativní hypotéza  $H_A$  říká, že hodnoty se nerovnají. Konkrétně šlo v prvním případě o rozdíly hodnot naměřených v axilární oblasti za pokojové teploty v klidu a po zátěži. Ve druhém případě o rozdíl mezi hodnotami naměřenými v klidu za pokojové teploty a za zvýšené okolní teploty. Konkrétní test použitý na statistické vyhodnocení rozdílu byl znaménkový test. Jde o neparametrický dvouvýběrový test pro závislé vzorky. Toto hodnocení je uvedeno v další kapitole, mimo tento protokol. [18]

## **6.3 Měření s digitálními a bezrtuťovými teploměry**

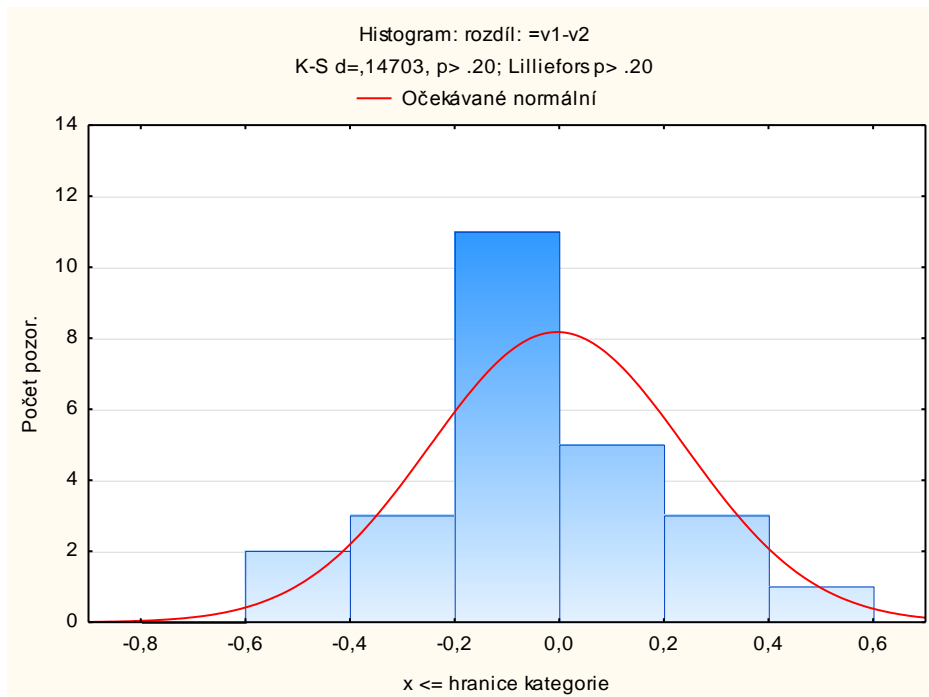
V této práci bylo na pacientech testováno měření bezrtuťových teploměrů, založených na bázi galia a digitálních teploměrů. Teploměry byly vybrány na základě konzultace se zaměstnanci FN Brno. S těmito přístroji bylo provedeno i ověřování jejich přesnosti, jak je uvedeno výše, a jejich parametry jsou uvedeny v kapitole 6.1. Porovnávány byly tyto dva typy mezi sebou a dále bylo vyhodnoceno, jaký vliv na měření má oblast a podmínky měření.

Měření probíhalo na Masarykově univerzitě v laboratoři biofyzikálního ústavu, kde byly vhodné, stálé podmínky. Zde bylo změřeno 25 jedinců v klidu a následně po lehké fyzické námaze. Teplota v laboratoři byla  $(25 \pm 0,5) \text{ }^\circ\text{C}$ , vlhkost  $(35 \pm 5) \%$ , tlak  $(995 \pm 10) \text{ hPa}$ . Vedením biofyzikálního ústavu však bylo povoleno měřit pouze v axilární oblasti. Proto z tohoto měření mohl být porovnán pouze rozdíl mezi levou a pravou axilární jamkou a mezi digitálními a bezrtuťovými teploměry v této oblasti. Další část měření – v oblasti axilární i v tříslech – byla provedena na spolužácích z VUT, kde jsme zajistili co nejvíce podobné podmínky jako na MU. Bylo tedy naměřeno dalších 50 výsledků. Dvacet z těchto dobrovolníků bylo změřeno i v místnosti se zvýšenou teplotou,  $(33 \pm 1) \text{ }^\circ\text{C}$ , aby byly simulovány podmínky, které mohou nastat v horkých letních dnech na nemocničních pokojích. V místnosti s přirozenou teplotou bylo  $(23 \pm 1) \text{ }^\circ\text{C}$ , rozdíl mezi těmito místnostmi byl tedy  $10 \text{ }^\circ\text{C}$ . Po každém použití byly teploměry desinfikovány prostředkem Desident CaviCide (SpofaDental a.s., Česká republika).

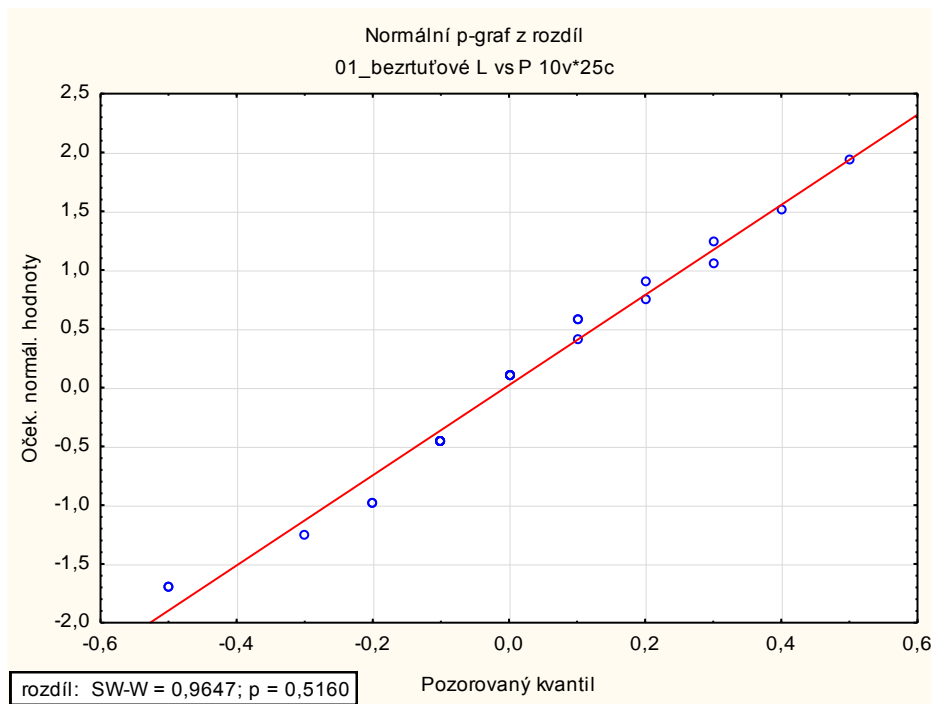
## 6.4 Vyhodnocení klinických měření

Statisticky byly hodnoceny vždy dvě různé oblasti vůči sobě nebo vzájemně dva zmíněné typy v určité oblasti. Dále je uvedeno, jak bylo vyhodnocení provedeno.

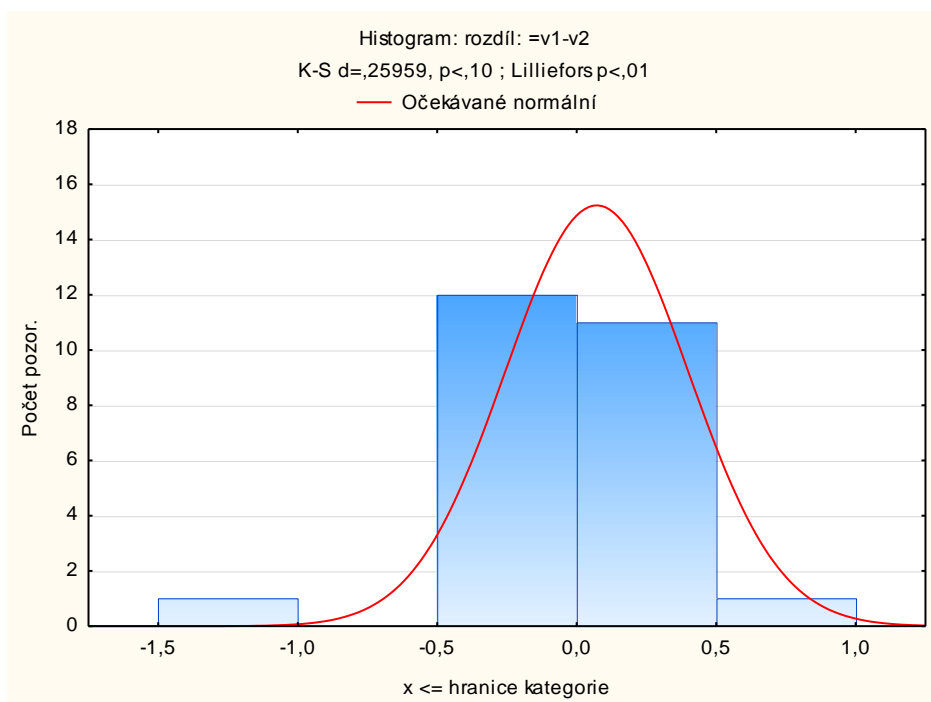
Pro vyhodnocování, výpočet testů a tvorbu grafů byl použit program STATISTICA 12 (StatSoft ČR s.r.o., Praha, Česká republika). Tvorba tabulek a zpracování dat proběhlo v programu Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, USA). Protože byly porovnávány vždy dvě skupiny dat, které na sobě byly závislé, jelikož byly měřeny vždy na tomtéž člověku, pro vyhodnocování byl zvolen párový test. Nejdříve byla vypočtena difference na sobě závislých hodnot a testována normalita dat, nutná pro zjištění, zda může být použit parametrický test. Normalita dat byla posouzena podle rozložení histogramů a také za použití Shapiro-Wilkova testu, kde byla testována nulová hypotéza, že mezi rozložením testovaných dat a normálním (Gaussovým) rozložením není rozdíl. V 77 % vyšla p-hodnota menší než 0,05, což znamená, že nulová hypotéza mohla být zamítnuta, a že soubor dat nemá normální rozložení. Parametrické testy lze použít pouze na data s normálním rozložením, proto byly použity neparametrické testy, a to na všechna data, aby bylo vyhodnocování jednodušší. [18]



Obrázek 6-1 – histogram s přibližně normálním rozložením hodnot, S-W test:  $p = 0,5160$



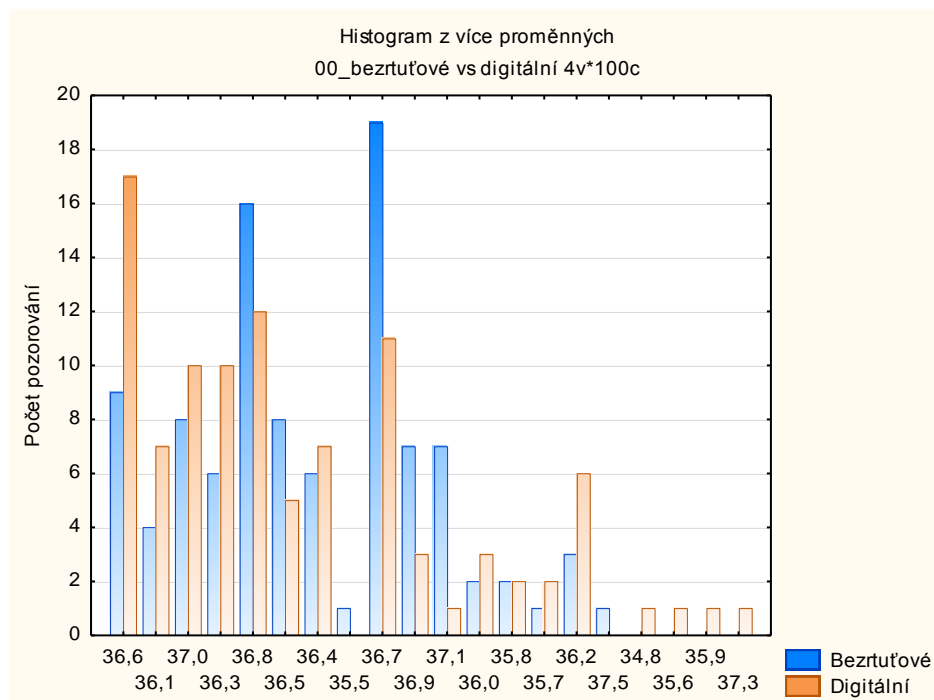
Obrázek 6-2 – normální pravděpodobnostní graf a Shapiro-Wilkův test k výše zobrazenému histogramu



Obrázek 6-3 – histogram hodnot neodpovídajících normálnímu rozložení, S-W test: p = 0,0002



Mezi neparametrické statistiky při porovnávání dvou závislých vzorků patří znaménkový test a Wilcoxonův párový test. Wilcoxonův test pracuje s diferencí vzorků, jejich pořadím a znaménkem. Znaménkový test je zjednodušený, pracuje totiž jen se znaménkem diferencí. Pro použití p hodnoty u Wilcoxonova testu je ale podmínka  $n \geq 30$ , zatímco u znaménkového testu musí být  $n \geq 20$ . Použit byl tedy Wilcoxonův test jen tehdy, když tomu podmínka vyhovovala. V těchto i ostatních případech byl dále použit znaménkový test s nulovou hypotézou, že se vzorky výrazně neliší. Tento test je ale oproti Wilcoxonově testu slabší. Hladina významnosti byla stanovena  $\alpha = 0,05$ , tedy připouštíme 5% chybu testu. V případech, kdy p-hodnota vyšla menší než 0,05 je významný statistický rozdíl mezi testovanými hodnotami. [18]



Obrázek 6-4 – Histogram hodnot z digitálních a bezrtuťových teploměrů

Na obrázku (Obrázek 6-4 – Histogram hodnot z digitálních a bezrtuťových teploměrů) je vyobrazen histogram hodnot naměřených bezrtuťovými a digitálními teploměry v oblasti podpaží. Je z něj dobře patrné, že se nejedná o normální (Gaussovo) rozložení, a proto nejsou vhodné parametrické testy.

Vyhodnoceny byly tyto dvojice:

- 1) Rozdíl mezi levou a pravou axilární jamkou u bezrtuťových teploměrů. Pacienti byli v klidu, bez fyzické námahy. Počet zahrnutých jedinců  $n$  je 25.
- 2) Rozdíl mezi levou a pravou axilární jamkou u digitálních teploměrů. Pacienti byli v klidu, bez fyzické námahy. Počet zahrnutých jedinců je  $n = 25$ .

- 3) Rozdíl naměřené teploty u pacientů v klidu oproti naměřené teplotě po fyzické zátěži u bezrtuťových teploměrů. Měření bylo provedeno v axile, n = 50.
- 4) Rozdíl naměřené teploty u pacientů v klidu oproti naměřené teplotě po fyzické zátěži u digitálních teploměrů. Měření bylo provedeno v axile, n = 50.
- 5) Rozdíl ve dvou různých místech těla – v podpaží a v tříslech, a to u bezrtuťových teploměrů. Pacienti byli při pokojové teplotě a v klidu, n = 50.
- 6) Rozdíl ve dvou různých místech těla – v podpaží a v tříslech, u digitálních teploměrů. Pacienti byli při pokojové teplotě a v klidu, n = 50.
- 7) Rozdíl naměřených hodnot v tříslech mezi bezrtuťovými a digitálními teploměry. Pacienti byli při pokojové teplotě a v klidu, n = 50.
- 8) Rozdíl naměřených hodnot v podpaží mezi bezrtuťovými a digitálními teploměry. Pacienti byli při pokojové teplotě a v klidu, n = 50.
- 9) Měření bezrtuťovými teploměry v tříslech za pokojové teploty oproti zvýšené okolní teplotě. Pacienti byli v klidu a vleže, n = 20.
- 10) Měření bezrtuťovými teploměry v podpaží za pokojové teploty oproti zvýšené okolní teplotě. Pacienti v klidu, vleže, n = 20.
- 11) Měření digitálními teploměry v tříslech za pokojové teploty oproti zvýšené okolní teplotě. Pacienti v klidu, vleže, n = 20.
- 12) Měření digitálními teploměry v podpaží za pokojové teploty oproti zvýšené okolní teplotě. Pacienti v klidu, vleže, n = 20.
- 13) Celkový rozdíl v měření bezrtuťovými a digitálními teploměry v podpaží, n = 100.

## Výsledky vyhodnocení – tabulky dat

Tabulka 6-7 – Základní statistiky

č. testu	průměr	minimum	maximum	směrodatná odchylka
1	-0,004	-0,5	0,5	0,2441
2	0,072	-1,0	1,0	0,3273
3	0,126	-1,1	0,7	0,2877
4	0,300	-0,8	1,5	0,3551
5	-0,056	-1,0	0,4	0,2612
6	-0,020	-0,7	0,5	0,2603
7	0,002	-0,5	0,6	0,2181
8	0,038	-0,4	0,4	0,1772
9	0,030	-0,8	0,9	0,3948
10	0,090	-0,3	1,0	0,2693
11	-0,040	-0,8	0,2	0,2624
12	0,045	-0,5	0,4	0,2039
13	0,129	-1,0	0,8	0,2520

V tabulce (Tabulka 6-7 – Základní statistiky) jsou uvedeny základní statistiky rozdílů srovnávaných dat, jako je průměrná diference, největší záporná a kladná diference a směrodatná odchylka. Číslo testu je dáno pořadím ve výše uvedeném seznamu.

Tabulka 6-8 – Znaménkový test

č. testu	počet různých	procent v<V	p-hodnota
1	20/25	55	0,8231
2	18/25	33,33	0,2386
3	45/50	22,22	0,0004
4	47/50	8,51	> 0,0001
5	47/50	51,06	1
6	42/50	47,62	0,8774
7	36/50	47,22	0,8676
8	40/50	30	0,0177
9	19/20	52,63	1
10	17/20	23,53	0,0524
11	16/20	43,75	0,8026
12	16/20	25	0,0801
13	82/100	10,98	> 0,0001

Výsledky znaménkového testu jsou vypsány v tabulce (Tabulka 6-8 – Znaménkový test). Ve druhém sloupci je napsáno, v kolika případech se hodnoty dvou souborů srovnávaných dat lišily. V dalším sloupci pak kolik těchto hodnot je záporných (v procentech). Poslední sloupec udává p-hodnotu znaménkového testu.

Tabulka 6-9 – Wilcoxonův párový test

č. testu	rozsah hodnot	počet platných	p-hodnota
3	50	45	0,0003
4	50	47	> 0,0001
5	50	47	0,2359
6	50	42	0,8414
7	50	36	0,7773
8	50	40	0,0983
13	100	82	> 0,0001

Sloupec „rozsah hodnot“ v tabulce (Tabulka 6-9 – Wilcoxonův párový test) značí počet hodnot (lidí), které byly v testu zahrnuty. Ve sloupci „počet platných“ je uveden počet hodnot, které se ve srovnávaných datech liší. V posledním sloupci je uvedena p-hodnota, která je porovnávána s hladinou významnosti.

#### Výsledky vyhodnocení – slovní zhodnocení

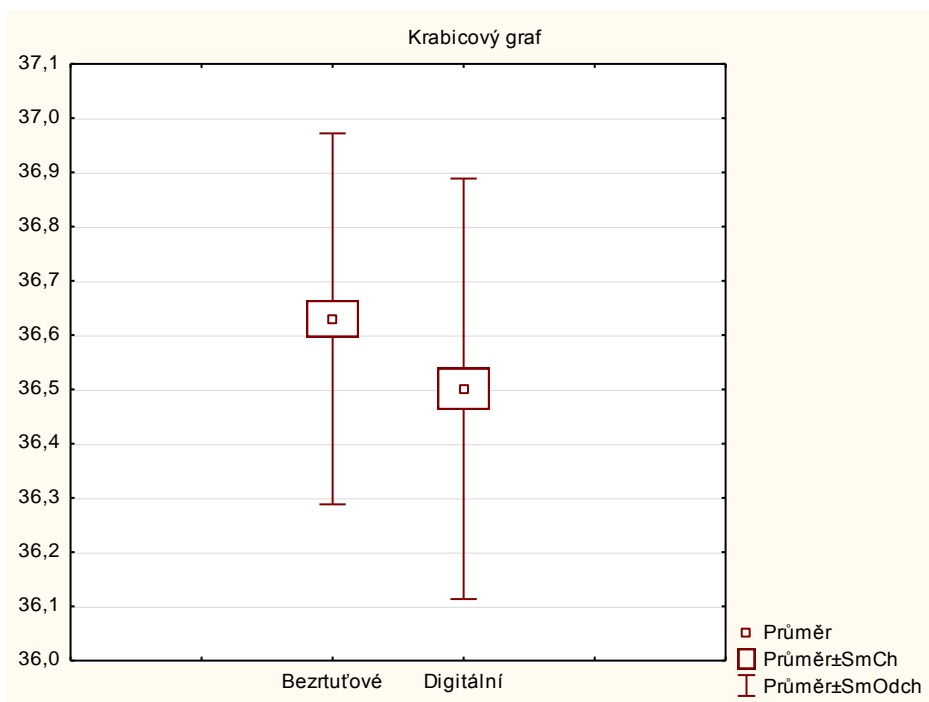
- 1) V prvním případě, kdy byl hodnocen rozdíl mezi teplotou v levé a pravé podpažní jamce naměřenou současně dvěma bezrtuťovými teploměry vyšla p-hodnota ve znaménkovém testu 0,8231. To znamená, že nulovou hypotézu nezamítáme, tedy že rozdíl mezi naměřenými hodnotami nebyl statisticky významný.
- 2) To samé můžeme tvrdit o rozdílu mezi těmito místy při měření digitálními teploměry, což je také logické. p-hodnota v tomto případě vyšla 0,2386.
- 3) Statisticky významný je podle znaménkového testu rozdíl mezi teplotou v klidu a po zátěži. p-hodnota pro bezrtuťové teploměry byla 0,0004, u digitálních teploměrů byla tato hodnota menší než 0,0001. Diference vypočítaná jako  $V1 - V2$ , kde  $V1$  jsou data v klidu a  $V2$  po zátěži je +0,126, což znamená, že hodnoty po zátěži jsou průměrně o 0,126 °C nižší. To je pravděpodobně dáno opocněním pacienta, čímž se tělo snaží zbavit se nově vzniklého tepla při svalové práci a kůže se ochlazuje odpařováním potu.
- 4) Viz bod 3). Hodnoty po zátěži jsou v mém testování průměrně o tři desetiny °C nižší než hodnoty naměřené v klidu.

- 5) Při měření bezrtuťovými teploměry v tříslech a v axile byl rozdíl v těchto oblastech nevýznamný, p-hodnota u znaménkového testu byla 1, u Wilcoxonova testu 0,2359.
- 6) Stejně tak v tomto případě bylo 50 vzorků porovnáno se stejným výsledkem. Rozdíl mezi měřením v tříslech a v axile digitálními teploměry byl statisticky nevýznamný, s p-hodnotami u znaménkového testu 0,8774 a u Wilcoxonova testu 0,8414.
- 7) Digitální a bezrtuťové teploměry vzájemně byly kromě případu, který je uveden na konci seznamu, porovnávány i zvlášť pro třísla a podpaží. V první možnosti vyšla p-hodnota znaménkového testu 0,8676 a u Wilcoxonova testu 0,7773. Na hladině významnosti 0,05 tedy můžeme zamítnout hypotézu, že se výsledky liší.
- 8) U srovnání výsledků z měření digitálními a bezrtuťovými teploměry v axile vyšla podle znaménkového testu p-hodnota menší než 0,05, konkrétně 0,0177. To znamená, že podle tohoto testu je rozdíl mezi těmito druhy teploměrů významný. Průměr diferencí byl ovšem jen 0,038. Podle silnějšího Wilcoxonova testu vyšla p-hodnota 0,0983. Jako spolehlivější byl tedy brán výsledek Wilcoxonova testu, jelikož test nepracuje jen s počtem kladných a záporných diferencí, ale i s jejich hodnotami (pořadím). Rozdíl tedy není statisticky významný.
- 9) V následujících čtyřech bodech jde o porovnání teplot za pokojové teploty a za zvýšené okolní teploty. Porovnáváno bylo vždy 20 vzorků z každého souboru dat. Pro bezrtuťové teploměry v tříslech byla vypočtená p-hodnota rovna jedné, tedy stejně jako v dalších třech případech není rozdíl mezi měřením za normální a zvýšené teploty statisticky významný. Tělo se tedy na zvýšenou teplotu okolí adaptuje a nedojde k ohřátí organismu nebo ovlivnění měření.
- 10) p-hodnota znaménkového testu při testování souborů dat z bezrtuťových teploměrů v podpaží byla 0,0524. Alternativní hypotéza, že za různých okolních podmínek má měření odlišné výsledky, byla zamítnuta.
- 11) V tomto případě šlo o testování výsledků z digitálních teploměrů v oblasti třísel. p-hodnota vyšla 0,8026, rozdíl tedy není statisticky významný.
- 12) U testování dat naměřených digitálními teploměry v oblasti podpaží vyšla p-hodnota také vyšší než hladina významnosti 0,05, a to 0,0801.
- 13) Jako poslední byl testován rozdíl mezi digitálními a bezrtuťovými teploměry. Data byla použita jen z oblasti podpaží. Testovaných případů bylo 100. Průměrná diference mezi těmito druhy teploměrů byla +0,129, což znamená, že průměrná teplota naměřená rtuťovými teploměry byla o 0,129 °C vyšší než průměrná teplota u digitálních teploměrů. Podle znaménkového i Wilcoxonova testu vyšla p-hodnota po zaokrouhlení na pět desetinných míst 0. To znamená, že nulovou hypotézu, že se soubory naměřených dat těmito dvěma druhy teploměrů neliší,

musíme zamítnout. Rozdíl je tedy statisticky významný. Rozdíl můžeme vidět i na Obrázek 6-5 – ukázka krabicového grafu – rozdíl mezi měřeními bezrtuťovými teploměry a digitálními s krabicovými grafy, které udávají průměr a směrodatnou odchylku, tedy druhou odmocninu z rozptylu.

Statisticky významný rozdíl při porovnávání těchto skupin byl podle Wilcoxonova testu u měření pacienta, který nebyl vystaven žádným zvláštním podmínkám, byl aklimatizován na pokojovou teplotu (první měření), a poté byla jeho teplota změřena po fyzické aktivitě, která spočívala v 20 klicích a dřepch v rychlém tempu. Hodnoty po fyzické zátěži byly u bezkontaktních teploměrů v průměru o 0,13 °C nižší a u digitálních teploměrů dokonce o 0,3 °C. Při cvičení se pacienti opotili, čímž byla pokožka vlhčí a kontakt s teploměrem by měl být spíše lepší. Proto je nepravděpodobné, že by vlhkost způsobená potem měla vliv na výsledek. Logičtější vysvětlení tohoto jevu je, že se kůže pocením ochladila.

Dále byl dobře patrný rozdíl mezi teploměry digitálními a bezrtuťovými. Znaménkový i Wilcoxonův test vyšly jednoznačně, mezi soubory těchto dat je významný statistický rozdíl. Podle základních statistik se průměry těchto dat liší o 0,13 °C, průměr bezrtuťových teploměrů v daném případě byl 36,63 °C, průměr hodnot z digitálních teploměrů 36,5 °C. Rozdíl o jednu desetinu stupně však v lékařství nemá velký význam.



Obrázek 6-5 – ukázka krabicevého grafu – rozdíl mezi měřením bezrtuťovými teploměry a digitálními

U dalších dvojic, například při testování rozdílů mezi levou a pravou podpažní jamkou, nebyly tyto rozdíly statisticky významné. Grafy ke každému testu jsou vyobrazeny v příloze této práce.

V průběhu provádění experimentálních měření se vyskytla otázka, zda se výsledky z digitálních teploměrů Thermoval BASIC, které jsou odečítány vždy po čtyřech minutách, liší od hodnot, které jsou na teploměru po první zvukové signalizaci přístroje. Zvukový signál v tomto případě značí, že teplota čidla je stabilní (za určitý čas, např. 15 s.). Tato indikace byla v naprosté většině případů zaznamenána v první minutě měření.

V části experimentu jsme se proto na tento problém zaměřili a při měření v axilární oblasti jsme neodečítali jen teplotu po čtyřech minutách, ale bez vytažení teploměru z podpaží byla odečtena i teplota po první indikaci. Tyto hodnoty poté byly porovnány mezi sebou.

Protože diference těchto dvou souborů dat měla normální rozložení, bylo rozhodnuto použít parametrický test, který má vyšší sílu testu než neparametrické testy. Vzorky v datech byly na sobě závislé, a to spojením přes pacienta. Zvolen byl tedy párový dvouvýběrový t-test. V tomto testu je porovnávána diference vůči nule a počítána p-hodnota, podle níž určíme, zda je rozdíl statisticky významný. [18]

Průměrná hodnota u prvního měření byla  $(36,14 \pm 0,30)$  °C, průměrná teplota u měření po čtyřech minutách byla o více než čtyři desetiny vyšší –  $(36,56 \pm 0,25)$  °C. p-hodnota vyšla  $> 0,0001$ , což znamená, že rozdíly na hladině významnosti 0,05 jsou statisticky významné.

U měření s digitálními teploměry (např. u testovaného typu Thermoval BASIC) proto musíme brát ohled na to, že teplota okolo teplotního čidla se při měření ustálí až po určité době. Přesto, že teploměr zvukovým signálem indikuje nezměněný stav teploty po určitou dobu (např. 15 s), změřená teplota není zcela přesná a až po nějaké chvíli (4-5 minut) se pomalu ustálí. Proto by obsluha neměla odečítat stav teploty ihned po prvním zvukovém signálu, ale stejně jako u skleněných teploměrů určitou minimální dobu měření ponechat.



## 7 Diskuse

Teplota pacienta je jedna ze základních a nejdůležitějších charakteristik v lékařské praxi. Takovým zlatým standardem při měření lidské teploty je skleněný lékařský rtuťový teploměr. Vzhledem k nepříznivým vlastnostem rtuti je však snaha nahradit jej minimálně stejně přesným, ale zároveň bezpečnějším typem měřidla. Tato studie má pomoci čtenáři utvořit si co nejobjektivnější pohled na tuto problematiku porovnáním vlastností a funkčnosti rtuťových, galiových a digitálních teploměrů.

Tato studie zahrnovala muže i ženy ve věku 18 - 50 let. Průměrná teplota v axilární oblasti byla u teploměrů založených na bázi galia ( $36,6 \pm 0,3$ ) °C, u digitálních teploměrů ( $35,5 \pm 0,4$ ) °C. Použitím Wilcoxonova párového testu jsme dospěli k závěru, že statisticky je tento rozdíl významný, nicméně v lékařské praxi nemá rozdíl o desetinu stupně velký význam a klinické rozhodnutí se tímto pravděpodobně nijak neovlivní.

Podle podobné studie od Chand MS, zaměřené na zjišťování rozdílu mezi rtuťovými a digitálními teploměry, byla odlišnost ( $0,1 \pm 0,2$ ) °C. V této studii uvádí, že tato variace nejspíše nezmění jakékoliv klinické usnesení či rozhodnutí. [19]

Studie publikovaná v Nursing and Midwifery Research Journal, porovnávající taktéž rtuťové a digitální teploměry přinesla výsledek, že rozdíl mezi těmito dvěma druhy teploměrů není významný rozdíl. Ve studii bylo zahrnuto 200 dospělých pacientů. [20]

Digitální teploměry jsou z praktického pohledu efektivní náhradou dnes již skoro nepoužívaných rtuťových teploměrů. Měření teploty je rychlejší, údaj o teplotě je lépe čitelný a jejich obsluha je snadná. Oproti skleněným teploměrům mají kratší životnost, závislou na výdrži vyměnitelné baterie a opotřebení tlačítka pro zapnutí přístroje. Vůči pádům jsou nicméně odolnější a při jejich rozbití nehrozí riziko uvolňování toxických výparů.

## Závěr

V této bakalářské práci byly prostudovány způsoby měření teploty lidského těla, porovnány jejich výhody a nevýhody a ověřena přesnost měření u třech typů kontaktních teploměrů. Jeden z bezrtuťových teploměrů testem neprošel, protože při ověřování jeho přesnosti ve vodní lázni došlo k roztržení sloupce kapaliny a teploměr byl dále nepoužitelný. Ostatní testované teploměry splňují maximální přípustné chyby dané normou. Nejnižší průměrnou chybu měření při laboratorním měření ve vodní lázni vykazují digitální teploměry, a to 0,033. Průměrná chyba měření u bezrtuťových teploměrů byla 0,048 a u rtuťových 0,084.

Podle klinických měření této studie jsou digitální kontaktní teploměry akceptovatelnou alternativou k tradičním skleněným teploměrům, které jsou podstatně méně odolné vůči pádům a nevhodnému zacházení, a v případě rtuťových teploměrů také činí hrozbu pro životní prostředí a člověka samotného. Z výsledků studie bylo vyvozeno, že rozdíly v měření těmito druhy teploměrů nemají podstatný klinický význam, ačkoliv statistický rozdíl mezi nimi byl významný. V klinickém měření zahrnutém v této studii byla teplota naměřená digitálními teploměry nižší o 0,13 °C. Měření digitálními teploměry je jednodušší, rychlejší a jsou šetrnější k životnímu prostředí než rtuťové teploměry. Jejich nevýhodou je nutná kalibrace, popřípadě výměna, v nemocnicích po dvou letech po uvedení do provozu. Toto neplatí právě pro skleněné teploměry, které mají garantovanou přesnost po celou dobu jejich životnosti. Přesto nejen z pohledu komfortu pacienta i lékařského personálu je digitální teploměr zřejmě tou nejlepší volbou.

# Dodatek

## Porovnání s bezkontaktním měřením teploty

Protože souběžně s částí provedeného experimentálního měření probíhalo i měření bezkontaktními teploměry v rámci jiné bakalářské práce, byly rovněž porovnány výsledky měření digitálních a bezrtuťových kontaktních teploměrů s výsledky z měření s bezkontaktními teploměry, které jsou rovněž běžně používány v klinické praxi. Hodnoty z měření s bezkontaktními teploměry pocházejí z bakalářské práce Jiřího Mezery na téma Přesnost měření teploty těla infračervenými technologiemi. Práce s bezkontaktními teploměry a jejich fyzikální princip byl stručně uveden v kapitole 4.1.

Digitální a galistanové teploměry, s parametry uvedenými v kapitole 6.1, byly pomocí neparametrických testů srovnány se čtyřmi typy bezkontaktních teploměrů, kterými bylo změřeno 20 stejných pacientů. Pro lepší grafické znázornění uvádím krabicové grafy těchto dat. V tabulce je uveden průměr naměřených hodnot, minimum a maximum a směrodatná odchylka.

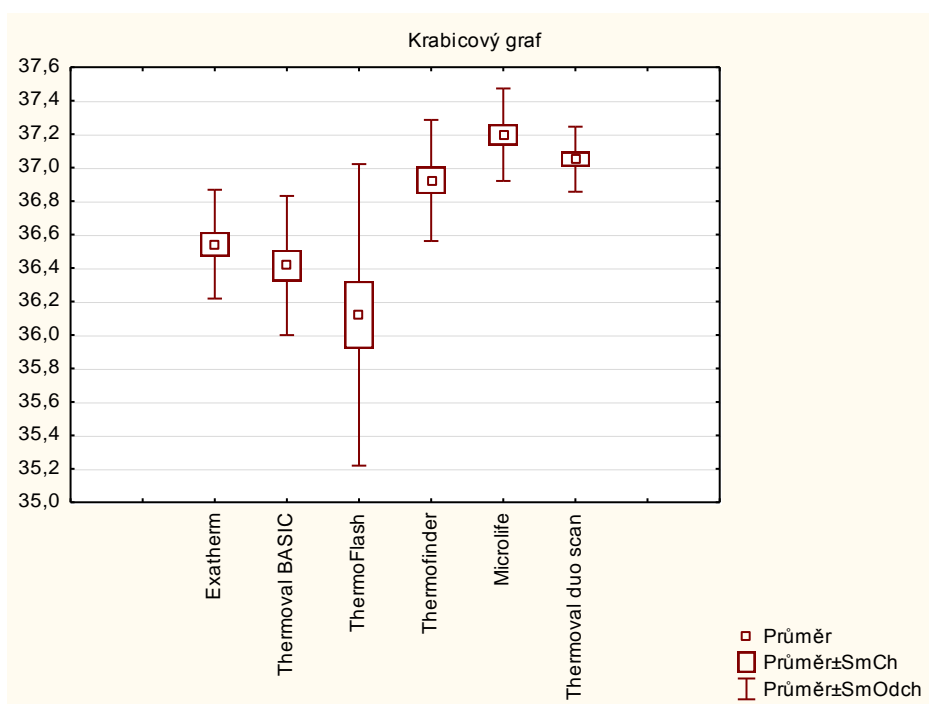
Z bezkontaktních teploměrů byly použity tyto typy:

- 1) ThermoFlash LX-26, infračervený teploměr od společnosti Visiomed je schopný měřit ve třech módech, a to tělesnou teplotu, pokojovou teplotu nebo teplotu povrchu předmětů, [24],
- 2) Thermofinder FS-300 produkováný firmou HuBDIC je použitelný na zjištění teploty jak neživých předmětů, tak teploty kůže, [23],
- 3) Microlife NC 100 od výrobce Microlife AG umožňuje měřit teplotu různých povrchů i okolí, [22],
- 4) Thermoval duo scan je použitelný jak na měření povrchové teploty čela, tak za pomoci nástavce teploty v uchu, výrobce je společnost HARTMANN, [21].

Bezkontaktní teploměry byly použity na měření čelní teploty. Na pacientech byla provedena vždy tři měření s každým teploměrem a tyto hodnoty byly následně zprůměrovány. V tomto testu byly srovnávány s digitálními a rtuťovými teploměry, jejichž hodnoty byly u každého pacienta vytvořeny aritmetickým průměrem vždy z levé a pravé axilární oblasti.

Tabulka 1 – Základní popisné statistiky pro 6 druhů teploměrů, [26]

Teploměr	průměr	minimum	maximum	směrodatná odchylka
Exatherm	36,54	35,75	37,10	0,3250
Therموal BASIC	36,42	35,30	37,00	0,4155
ThermoFlash	36,12	34,17	37,63	0,9008
Thermofinder	36,92	36,37	38,03	0,3619
Mi0crolife	37,20	36,80	37,70	0,2763
Therموal duo scan	37,05	36,70	37,43	0,1945



Obrázek 2 - Krabicový graf dvou druhů dotykových a čtyř druhů bezkontaktních teploměrů

Už z krabicového grafu je patrné, že naměřené teploty u stejných pacientů se pro různé typy přístrojů znatelně liší. Abychom ověřili, zda tato odlišnost je statisticky významná, byl použit vhodný test. Data neměla normální rozložení, proto byl použit neparametrický test. Protože bylo mezi sebou vzájemně testováno šest typů měřidel, test musel být pro více závislých vzorků. Těmto požadavkům vyhovuje Friedmanův test. [25]

Pro vyhodnocování byl použit software STATISTICA 12, (StatSoft ČR s.r.o., Praha, Česká republika). Za použití Friedmanova testu vyšla p-hodnota menší než 0,0001, a proto nulovou hypotézu, že mezi soubory dat není významný rozdíl, na hladině významnosti 0,05 zamítáme. Lze tedy tvrdit, že rozdíly mezi teploměry jsou významné.

Tři ze čtyř teploměrů ukazovaly průměrně o šest desetin vyšší teplotu než kontaktní teploměry. Čtvrtý teploměr, ThermoFlash, měl v naměřených datech největší rozptyl a ukazoval hodnoty nižší než všechny ostatní teploměry zahrnuté v testu.

V mnoha případech bezkontaktní teploměry naměřily zvýšenou teplotu, tedy vyšší než 37 °C, přestože skleněné i digitální teploměry naměřily normální teplotu. Zvýšená teplota, která byla indikována většinou bezkontaktních teploměrů, mohla být způsobena například pohlcením energie odraženého záření těmito teploměry. Průměrná naměřená teplota byla teploměrem Microlife o téměř 0,8 °C vyšší, než teploměrem digitálním. Tyto odchylky mohou nepříznivě ovlivnit posudek lékaře, proto by se měly infračervené teploměry používat spíše jako nástroj pro rychlou kontrolu teploty.

# Literatura

- [1] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, c2005, 890 s. ISBN 80-726-2311-7
- [2] KREIDL, Marcel. *Měření teploty: senzory a měřicí obvody*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 239 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-730-0145-4
- [3] TOGAWA, Tatsuo. *Body temperature measurement*. Institute for Medical and Dental Engineering, Tokyo Medical and Dental University, 2-3-10, Kanda Surugadai, Chiyoda-ku, Tokyo 101, Japan
- [4] A. DAVIE, J. AMOORE. *Best practice in the measurement of body temperature*. Nursing Standard, 23-29;24(42):42-9, 2010
- [5] ČSN EN 124 70 - 1 +A1 – *Lékařské teploměry – Část 1: Skleněné teploměry s kapalnou kovovou náplní s maximálním zařízením*. ICS: 17.200.20. Leden 2010
- [6] ČSN EN 124 70 - 2 +A1 – *Lékařské teploměry – Část 2: Teploměry se změnou typu fáze*. ICS: 17.200.20. Leden 2010
- [7] ČSN EN 124 70 - 3 +A1 – *Lékařské teploměry – Část 3: Vlastnosti kompaktních elektronických teploměrů (s extrapolací i bez extrapolace) s maximálním zařízením*. ICS: 17.200.20. Leden 2010
- [8] GASCHA, Heinz a Stefan PFLANZ. *Kompendium fyziky: vzorce, zákony a pravidla, úlohy, příklady a jejich řešení, podrobná slovníková část*. Vyd. 1. Praha: Universum, 2008, 488 s. ISBN 978-80-242-2013-0.
- [9] TW12 Water Bath. *Julabo: THE TEMPERATURE CONTROL COMPANY* [online]. [cit. 2014-12-25]. Dostupné z: <http://www.julabo.com/en/products/water-baths-shaking-water-baths/tw12-water-bath>
- [10] Products and Resources for Category/Subcategory: Thermometers - Medical Non-electronic Thermometers. *Sustainable Hospitals* [online]. [cit. 2014-12-25]. Dostupné z: [http://www.sustainablehospitals.org/cgi-bin/DB\\_Report.cgi?px=M&rpt=Subcat&id=15113](http://www.sustainablehospitals.org/cgi-bin/DB_Report.cgi?px=M&rpt=Subcat&id=15113)
- [11] Fyzikální principy snímačů: Odporové snímače. *Virtuální laboratoř: Experimentální metody* [online]. [cit. 2014-12-25]. Dostupné z: <http://ottp.fme.vutbr.cz/skripta/vlab/mereni/KA03-01.htm>
- [12] NexTemp Standart: klinický ústní teploměr. *Exatherm* [online]. [cit. 2014-12-26]. Dostupné z: <http://www.exatherm.cz/nextemp-standart.html>
- [13] Cemio Metric 302: Digitální teploměr. *Cemio* [online]. [cit. 2014-12-26]. Dostupné z: <http://www.cemio.net/produkty-cemio/tlakomery-teplomery/cemio-metric-302-digitalni-teplomer>

- [14] GREISINGER electronic GmbH. *Návod k obsluze pro přenosný Pt100 4-vodič GMH 3750*. Germany
- [15] P-LAB. *Návod k použití – Termostat Optima T100 a TC120*
- [16] HARTMANN. *Návod k použití – Thermoal basic*. HARTMANN – RICO a.s. 2011
- [17] EXATHERM. *Návod k použití – Teploměr lékařský Exatherm – skleněný, klasický ve sklepnívacím pouzdře*. EXATHERM s.r.o. 2013
- [18] JARKOVSKÝ, J. a L. DUŠEK. *Analýza dat* [online]. [cit. 2015-05-23]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/auth/el/1411/podzim2013/ASTAp/um/>
- [19] Chand MS. *A comparative study on difference in manual and electronic recording of vital signs in patients admitted in CTVS-ICU and CCU of advanced cardiac centre at PGIMER, Chandigarh*, 2011
- [20] DOLKAR R., KAPOOR S., NEENA VIR SINGH, SURI V. *A comparative study on the recording of temperature by the clinical mercury thermometer and digital thermometer*. Nursing and Midwifery Research Journal, Vol-9, No.1, January 2013
- [21] HARTMANN. *Návod k použití produktu Thermoal duo scan* [online]. [cit. 2015-05-21]. Dostupné z: <http://thermoal.cz/content/dam/project20131101v01/pdf/navody/Navod%20na%20pouziti%20Thermoal%20duo%20scan%202012.pdf>
- [22] *Infra teploměry: Bezkontaktní teploměr Microlife NC100* [online]. [cit. 2015-05-21]. Dostupné z: <http://www.microlife.cz/produkty/lekarske-teplomery/infra-teplomery/?id=24>
- [23] HuBDIC, *Návod k použití – Thermofinder FS 300/301*. HuBDIC CO., LDT, Republic of Korea
- [24] *THERMOFLASH LX-26 EVOLUTION* [online]. [cit. 2015-05-21]. Dostupné z: [http://en.visionmed-lab.com/Thermoflash-LX-26-EVOLUTION\\_383\\_1\\_32.html](http://en.visionmed-lab.com/Thermoflash-LX-26-EVOLUTION_383_1_32.html)
- [25] LITSCHMANNOVÁ, Martina. *Úvod do statistiky* [online]. Ostrava, 2011 [cit. 2015-05-22]. Dostupné z: [http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod\\_do\\_statistiky.pdf](http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/uvod_do_statistiky.pdf)
- [26] MEZERA, Jiří. *Přesnost měření teploty těla infračervenými technologiemi*. Brno, 2015. Bakalářská práce

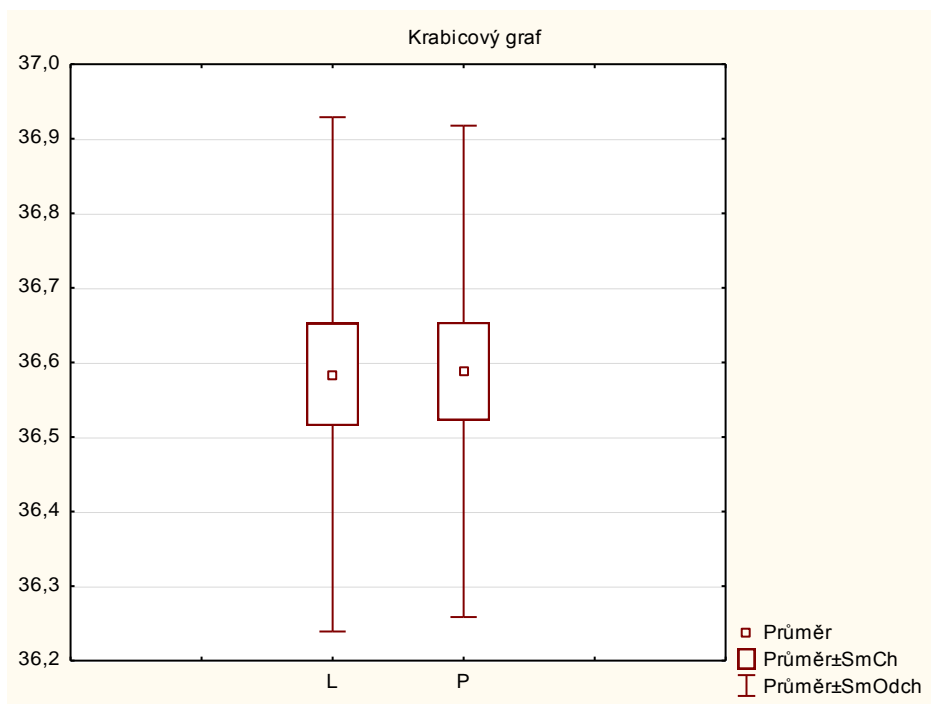
# Příloha

Tabulka 2 – Základní statistiky souborů naměřených dat

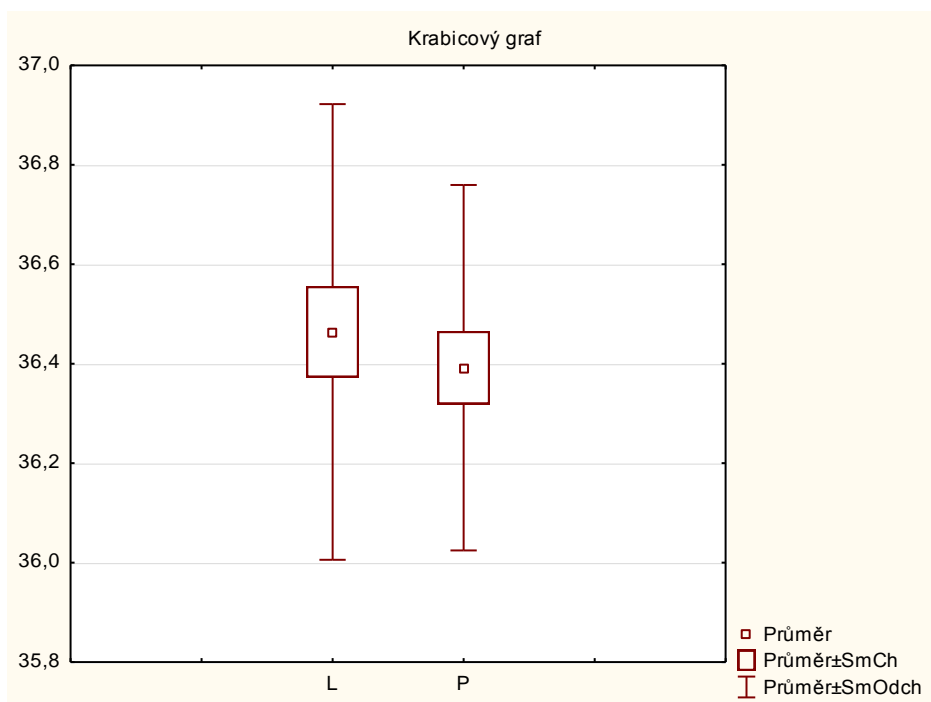
	Počet měření	Průměr	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
B – levé podpaží	25	36,58	35,5	37,1	0,3448
B – pravé podpaží	25	36,59	35,8	37,1	0,3295
D – levé podpaží	25	36,46	34,8	37,1	0,4581
D – pravé podpaží	25	36,39	35,7	37,0	0,3673
B – levé podpaží po zátěži	25	36,44	35,6	37,0	0,3698
B – pravé podpaží po zátěži	25	36,48	35,8	37,1	0,3205
D – levé podpaží po zátěži	25	36,15	35,3	36,8	0,3417
D – pravé podpaží po zátěži	25	36,10	34,7	36,7	0,4277
B – v tříselech	50	36,56	35,5	37,3	0,4026
B – v podpaží	50	36,61	35,7	37,2	0,3287
D – v tříselech	50	36,55	35,0	37,1	0,4372
D – v podpaží	50	36,57	35,6	37,3	0,3498
B – v tříselech za tepla	20	36,32	35,0	37,1	0,6346
B – v podpaží za tepla	20	36,48	35,5	37,0	0,4491
D – v tříselech za tepla	20	36,37	34,9	37,1	0,6072
D – v podpaží za tepla	20	36,46	35,2	37,0	0,4707

Vysvětlení popisků v tabulce: písmeno B značí bezrtuťové teploměry, písmeno D digitální teploměry.

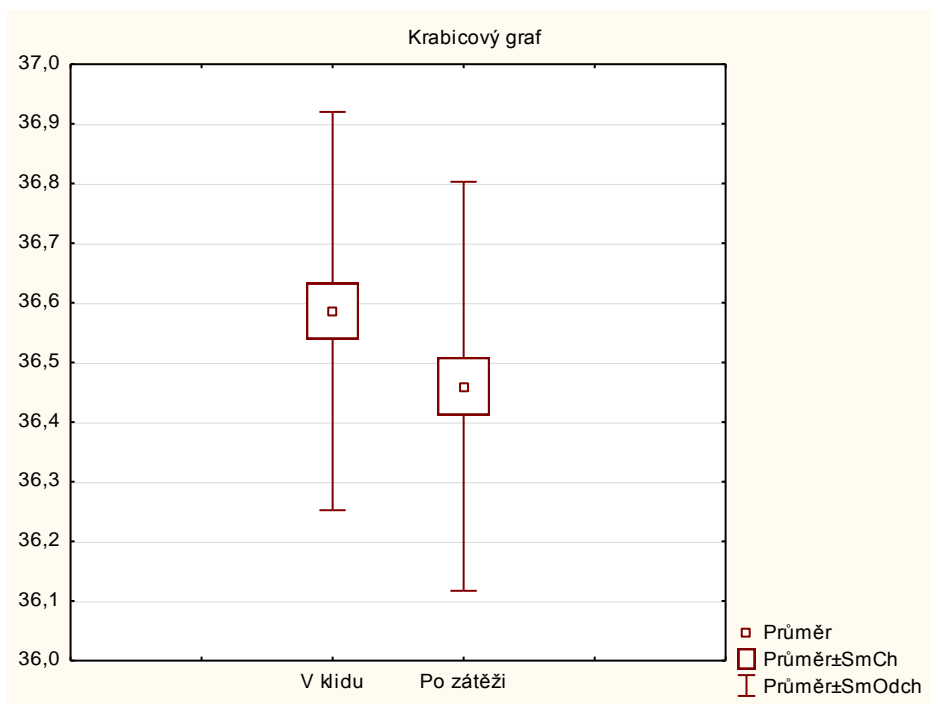




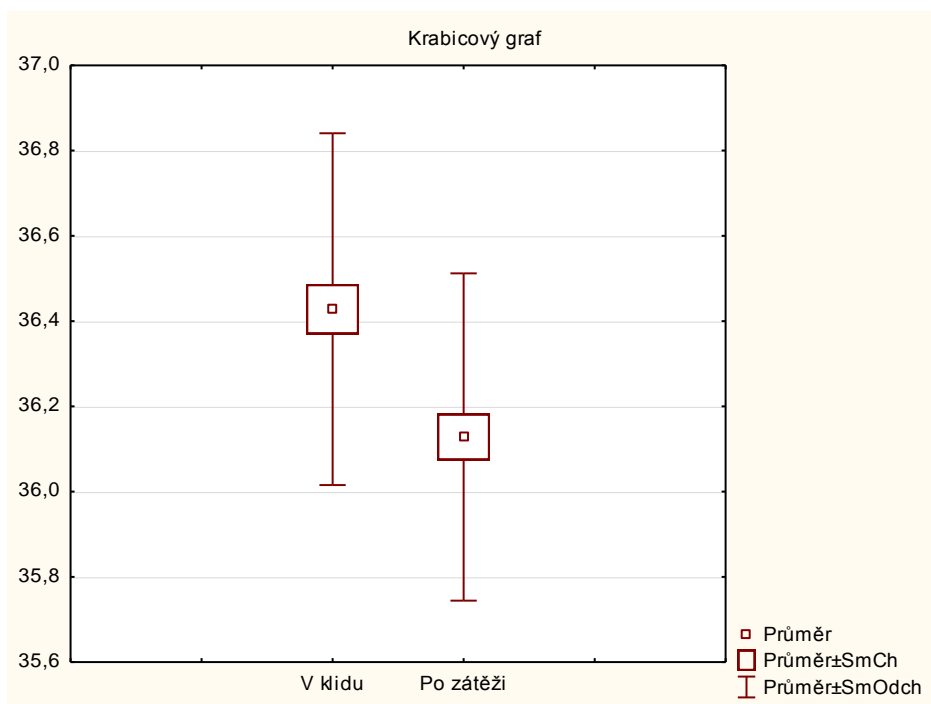
Obrázek 3 – Krabicový graf srovnání teploty v levé a pravé axilární oblasti měřené bezrtuňovými teploměry



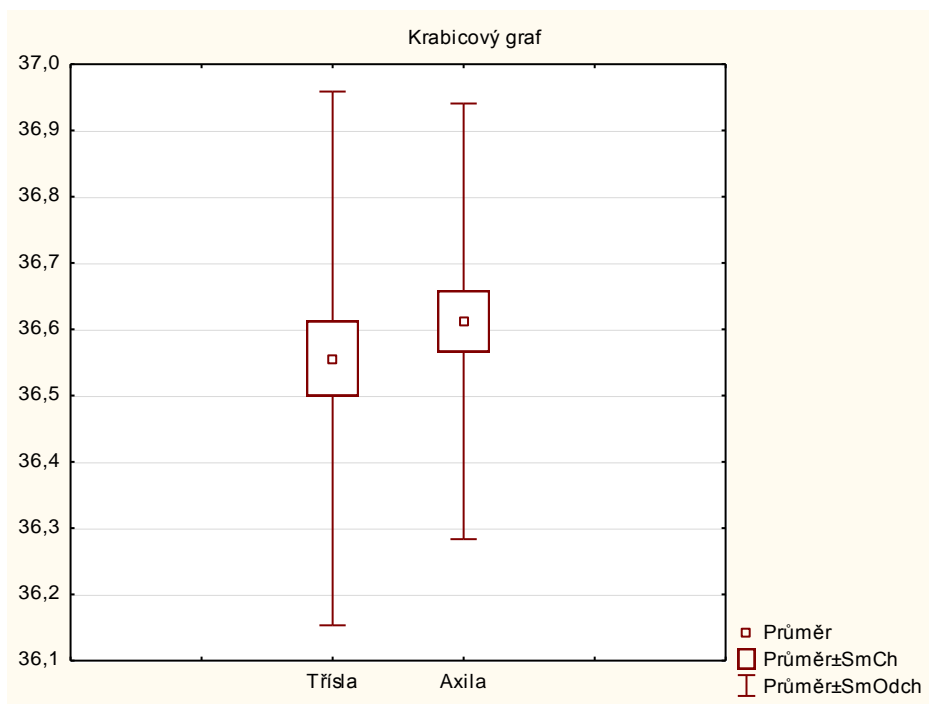
Obrázek 4 – Krabicový graf srovnání teploty v levé a pravé axilární oblasti měřené digitálními teploměry



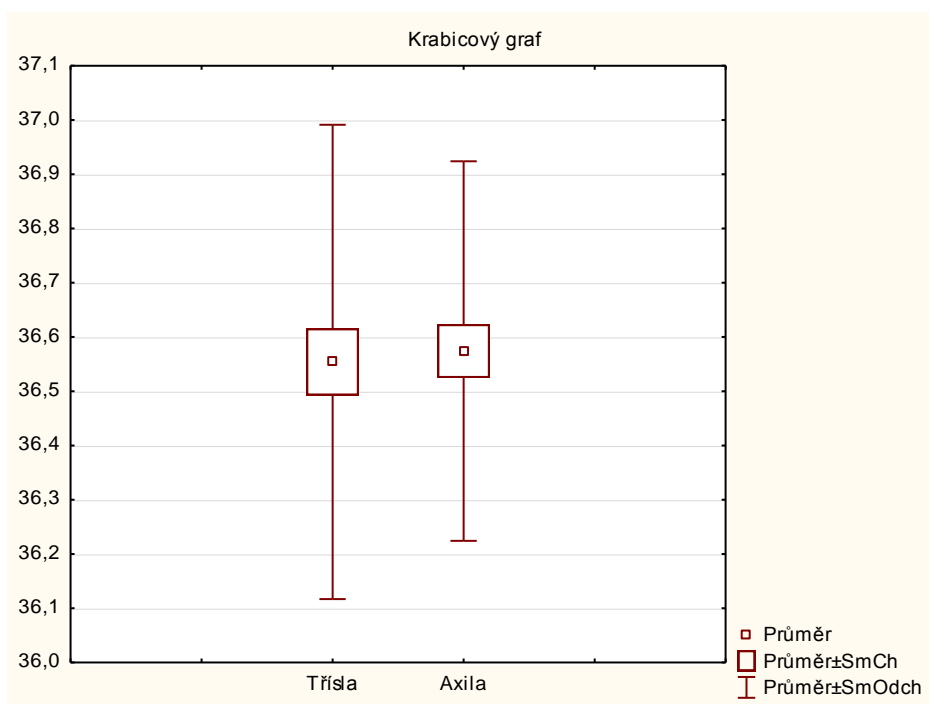
Obrázek 5 – Graf znázorňující rozdíl mezi teplotou v klidu a po zátěži, měřeno bezrtuťovými teploměry



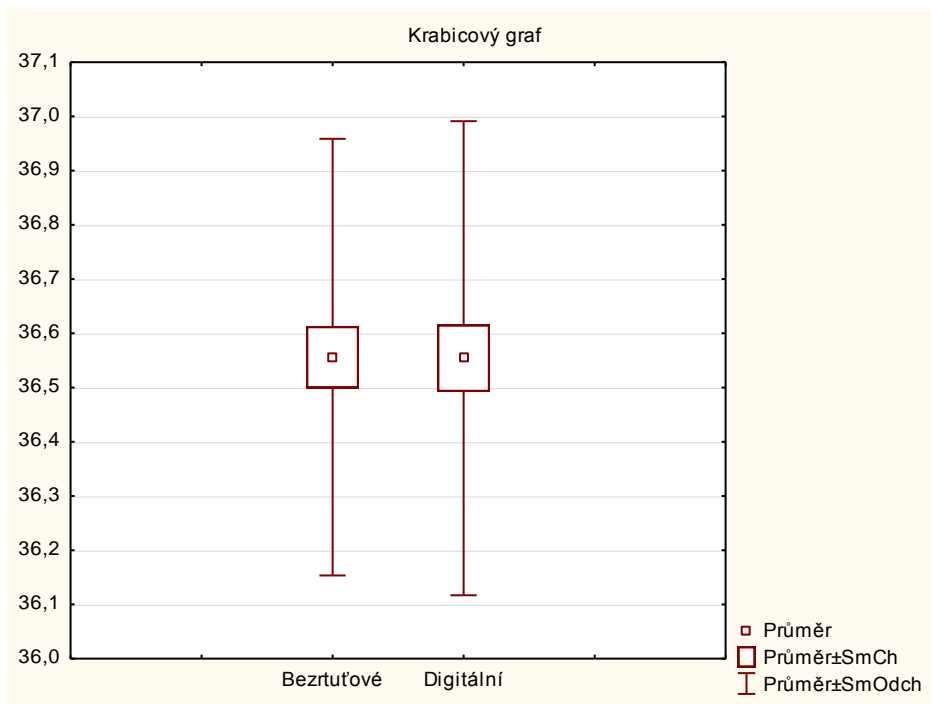
Obrázek 6 – Graf znázorňující rozdíl mezi teplotou v klidu a po zátěži, měřeno bezrtuťovými teploměry



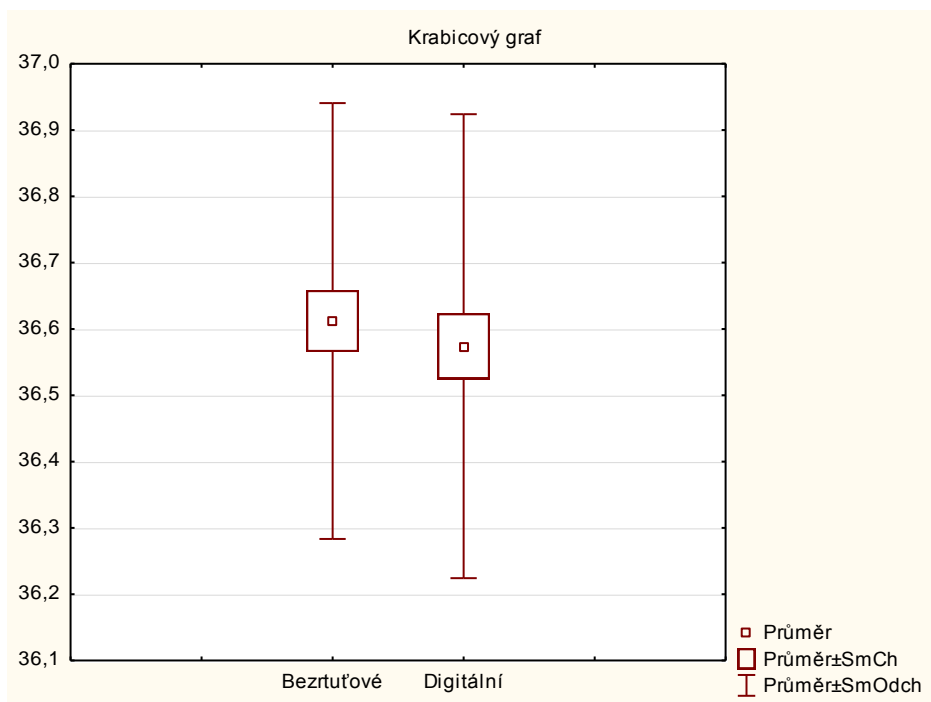
Obrázek 7 – Graf teplot v tříslech a v podpaží, teploty naměřeny bezrtuťovými teploměry



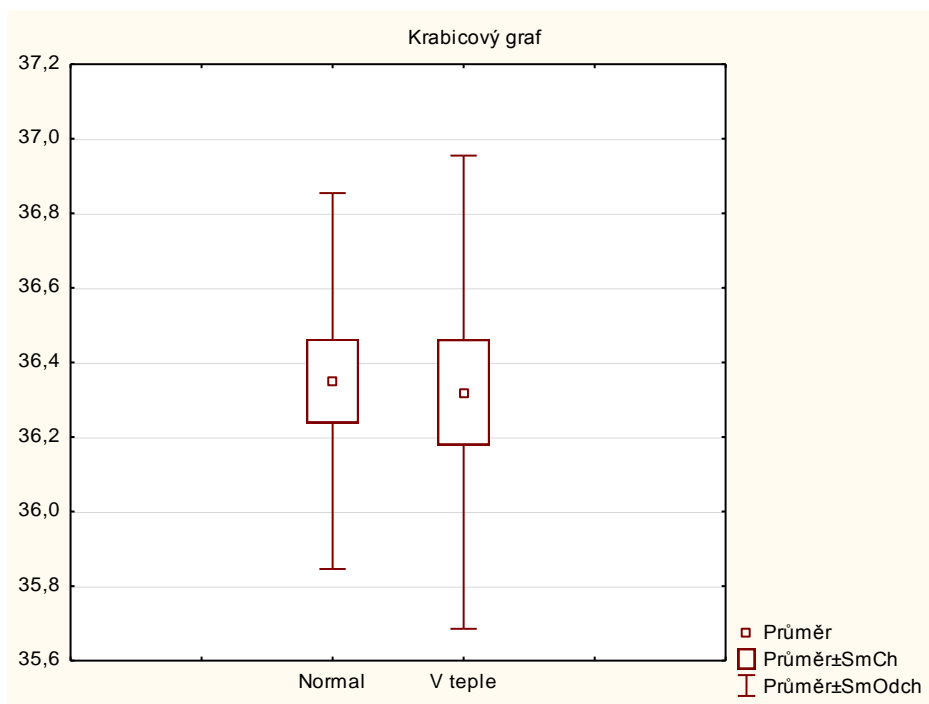
Obrázek 8 – Graf teplot v tříslech a v podpaží, teploty naměřeny digitálními teploměry



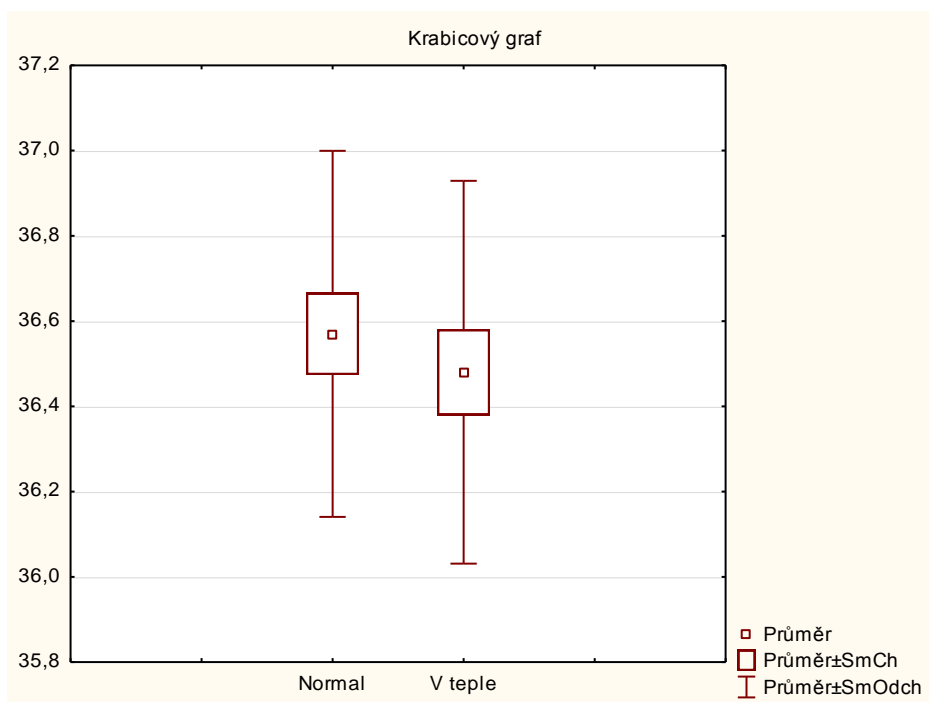
Obrázek 9 – Krabicový graf teplot naměřených v tríslech digitálními a bezrtuťovými teploměry



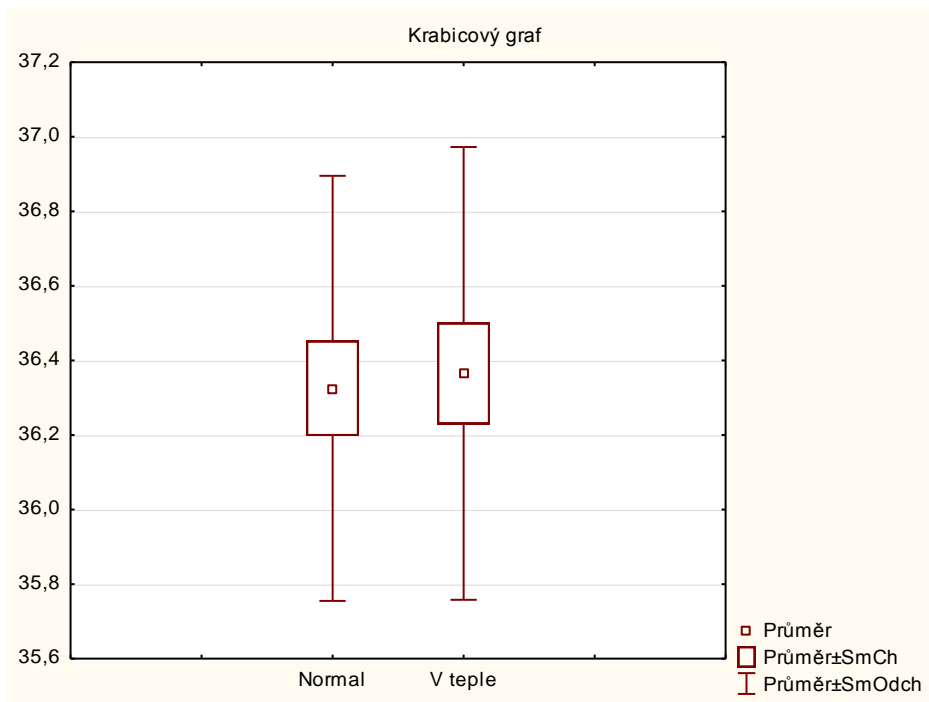
Obrázek 10 – Graf teplot naměřených v podpaží digitálními a bezrtuťovými teploměry



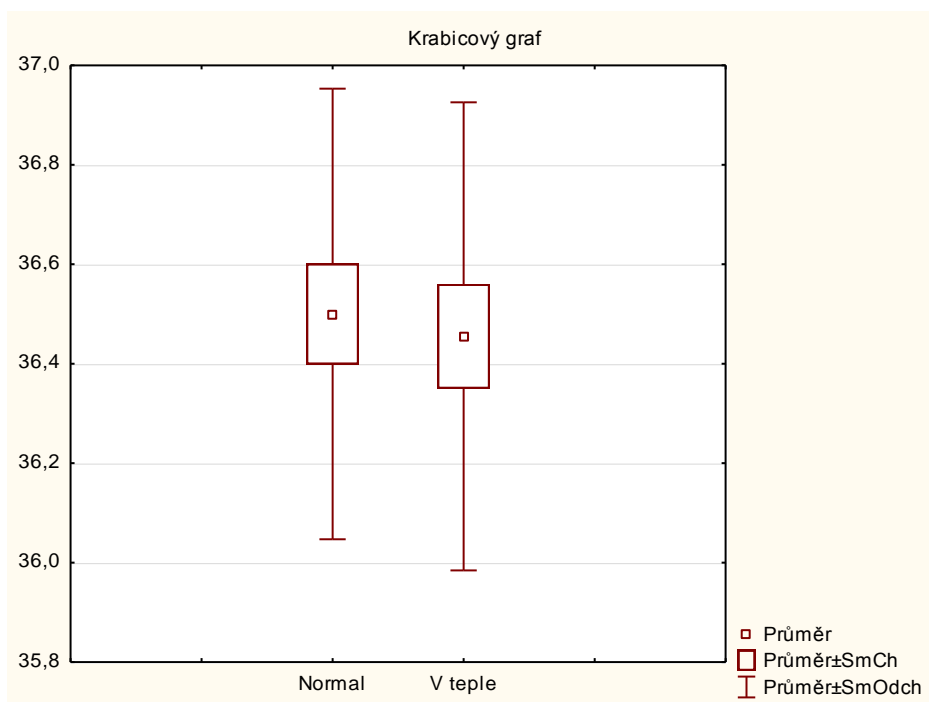
Obrázek 11 – Krabicový graf, znázorňující naměřené teploty v tříslech pomocí bezrtuňových teploměrů za normální a zvýšené okolní teploty



Obrázek 12 – Krabicový graf, znázorňující naměřené teploty v podpaží pomocí bezrtuňových teploměrů za normální a zvýšené okolní teploty



Obrázek 13 – Krabicový graf, znázorňující naměřené teploty v tříslech pomocí digitálních teploměrů za normální a zvýšené okolní teploty



Obrázek 14 – Krabicový graf, znázorňující naměřené teploty v podpaží pomocí digitálních teploměrů za normální a zvýšené okolní teploty