

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

FAKULTA ZDRAVŇNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2024

Eliška Kosová

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Eliška Kosová

Studijní obor: Zdravotnický záchranář B5345

**VYUŽITÍ TERMODIAGNOSTICKÝCH METOD VE
ZDRAVOTNICKÉ PRAXI**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Stanislava Reichertová

PLZEŇ 2024

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 22. 3. 2024

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Kosová Eliška

Katedra: Záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Název práce: Využití termodiagnostických metod ve zdravotnické praxi

Vedoucí práce: Mgr. Stanislava Reichertová

Počet stran – číslované: 48

Počet stran – nečíslované (tabulky, grafy): 31

Počet příloh: 12

Počet titulů použité literatury: 44

Klíčová slova: termokamera – parametry – termosnímek – statistika – analýza

Souhrn:

Tato bakalářská práce je zaměřena na sběr, statistické zpracování a následnou analýzu dat, získaných v rámci projektu BETERKA. Předmětem je výzkum metod bezkontaktního měření tělesné teploty ve snaze identifikovat osoby se zvýšenou tělesnou teplotou, představující potenciální zdravotní riziko. Teoretická část shrnuje základní poznatky z oblasti termoregulace živočichů, patofyziologie horečky a možnosti jejího farmakologického i nefarmakologického ovlivnění, dále se věnuje problematice infekčních onemocnění a ve stručnosti hovoří o nejčastějších patogenech, které tato onemocnění vyvolávají. Pro praktickou část této práce byla zvolena kvantitativní metoda výzkumu, kdy byly naměřené hodnoty převedeny do tabulek a grafů a následně interpretovány.

Abstract

Surname and name: Kosová Eliška

Department: Department of paramedic science, medical diagnostics and public health

Title of thesis: Possibilities of using thermodiagnosics in health practice

Consultant: Mgr. Stanislava Reichertová

Number of pages – numbered: 48

Number of pages – unnumbered (tables, graphs): 31

Number of appendices: 12

Number of literature items used: 44

Keywords: Thermal imaging camera – technical specifications – thermogram – statistics – analysis

Summary:

This Bachelor thesis is focused on the collection, statistical processing and subsequent analysis of data, obtained as part of the BETERKA project. The subject is research into methods of contactless measurement of body temperature in an effort to identify people with elevated body temperature, posing a potential health risk. The theoretical part summarizes the basic knowledge in the field of animal thermoregulation, pathophysiology of fever and the possibilities of its pharmacological and non-pharmacological influence, further addresses the issue of infectious diseases and speaks briefly about the most common pathogens that cause these diseases. A quantitative method of research was chosen for the practical part of this work, where measured values were translated into tables and graphs and subsequently interpreted.

Předmluva

Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi využití termodiagnostiky při měření velkého počtu osob a zároveň zkoumá faktory, které mohou mít na přesnost prováděného měření vliv. Cílem této práce je odpovědět na otázku, zda je měření pomocí termokamer využitelné pro včasnou detekci osob se zvýšenou teplotou, a zda by tato metoda byla využitelná při epidemiích infekčních onemocnění, jakými byl např. Covid-19. Toto téma jsem si zvolila, protože se mi líbí provázanost výzkumu a jeho potenciálního praktického využití v rámci prevence šíření infekčních onemocnění.

Poděkování

Děkuji Mgr. Stanislavě Reichertové za řadu cenných rad a vstřícný přístup v průběhu vytváření mé práce. Velký dík patří také zaměstnancům Nové technologie-výzkumné centrum ZČU (NTC) za umožnění sběru a analýzy získaných dat.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	10
SEZNAM TABULEK.....	11
SEZNAM ZKRATEK.....	12
ÚVOD	13
TEORETICKÁ ČÁST	15
1 TERMOREGULACE ŽIVOČICHŮ	15
1.1 Studenokrevní a teplokrevní živočichové	15
1.2 Faktory, ovlivňující tělesnou teplotu.....	16
1.3 Základní principy termoregulace lidského těla	17
1.3.1 Tvorba tepla a tepelné ztráty	17
1.3.2 Variabilita tělesné teploty.....	18
1.3.3 Změny tělesné teploty v průběhu dne.....	18
1.4 Horečka	19
1.4.1 Fyziologie a patofyziologie horečky	19
1.4.2 Typy horečky.....	20
1.4.3 Endogenní a exogenní pyrogeny	21
1.4.4 Farmakoterapie horečky	21
2 ÚČINKY SNÍŽENÉ A ZVÝŠENÉ TEPLoty NA LIDSKÉ TĚLO	23
2.1 Působení zvýšené teploty na organismus	23
2.1.1 Lokální působení vysokých teplot na organismus	23
2.1.2 Dělení popálenin	24
2.1.3 Popáleninová centra v ČR.....	25
2.2 Celkové působení vysokých teplot na organismus	26
2.2.1 Úžeh	26
2.2.2 Úpal	27
2.2.3 Maligní hypertermie	28
2.3 Působení snížené teploty na organismus.....	28
2.3.1 Lokální působení nízkých teplot na organismus	29
2.3.2 Omrzliny.....	29
2.3.3 Oznobeniny	30
2.4 Celkové působení nízkých teplot na organismus	30
2.4.1 Patofyziologie hypotermie	30

2.4.2	Řízená hypotermie.....	30
2.5	Využití účinku nízkých teplot v medicíně.....	31
2.5.1	Lokální kryoterapie	31
3	INFEKČNÍ ONEMOCNĚNÍ	33
3.1	Charakteristika infekčních agens	33
3.2	Cesty šíření infekčních onemocnění	33
3.3	Infekce spojené se zdravotní péčí.....	34
3.4	Sepse.....	35
4	MĚŘENÍ TĚLESNÉ TEPLoty	36
4.1	Neinvazivní měření tělesné teploty	36
4.1.1	Měření pomocí digitálního teploměru.....	37
4.1.2	Lékařské teploměry	37
4.1.3	Bezkontaktní měření tělesné teploty	37
4.1.4	Měření pomocí teplotního čidla	38
4.2	Invazivní měření tělesné teploty	38
4.2.1	Měření tělesné teploty v cévním řečišti.....	38
4.2.2	Monitorace tělesné teploty pomocí intrakraniálního čidla.....	39
4.2.3	Transoesophageální monitorace tělesné teploty.....	39
4.2.4	Monitorace tělesné teploty prostřednictvím permanentního močového katetru ..	39
5	PRAKTICKÁ ČÁST.....	40
	CÍL A ÚKOLY PRÁCE	40
5.1	Hlavní cíl	40
5.2	Dílčí cíle	40
6	VÝZKUMNÉ PROBLÉMY A OTÁZKY	41
6.1	Hlavní výzkumná otázka.....	41
6.2	Dílčí výzkumné otázky.....	41
7	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	42
8	METODIKA PRÁCE.....	43
9	ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	45
	DISKUZE.....	56
	ZÁVĚR	60
	SEZNAM ZDROJŮ.....	62
	SEZNAM PŘÍLOH.....	66
	PŘÍLOHY	67

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr.1: Termosnímek s vyhodnocovanými oblastmi	46
Graf 1: Měření teploty v oblasti podpaží.....	48
Graf 2: Měření maximální teploty tváře kamerou FLIR A615.....	49
Graf 3: Závislost maximální teploty tváře a podpaží.....	50
Graf 4: Závislost maximální teploty tváře a pozadí.....	51
Graf 5: Maximální teplota v oblasti tváře a očí.....	52
Graf 6: Rozdíly naměřených hodnot mezi kamerami FLIR A615 a Lepton.....	53
Graf 7: Vliv zakrytí obličeje na výsledky měření.....	54
Graf 8: Vliv zaostření na přesnost měření termokamery.....	55

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Zaznamenané veličiny v souboru Excel.....	47
---	-----------

SEZNAM ZKRATEK

ADP.....	Adenosindifosfát
AIM.....	Akutní infarkt myokardu
AMP.....	Adenosinmonofosfát
APT.....	Armpit temperature
ARDS.....	Acute respiratory distress syndrome
ATP.....	Adenosintrifosfát
CAI.....	Community acquired infection
CMP.....	Cévní mozková příhoda
CNS.....	Centrální nervový systém
EKG.....	Elektrokardiografie
ICP.....	Intrakraniální tlak
IZS.....	Integrovaný záchranný systém
JIP.....	Jednotka intenzivní péče
KPR	Kardiopulmonální resuscitace
LZS	Letecká záchranná služba
MRSA.....	Meticilin rezistentní Staphylococcus aureus
NNP.....	Nemocniční neodkladná péče
NSA.....	Nesteroidní antiflogistika
NTC.....	Nové technologie-výzkumné centrum ZČU
PGE 2.....	Prostaglandin E2
PNP.....	Přednemocniční neodkladná péče
TNF Alfa.....	Tumor necrosis factor Alfa
VRE.....	Vankomycin rezistentní enterokoky

ÚVOD

Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi měření tělesné teploty velkého počtu osob za využití termokamer. Tato metoda je potenciálně využitelná pro odhalování počínajících epidemií infekčních onemocnění a vytipování rizikových osob. Na přesnost měření pomocí termokamer má však vliv celá řada faktorů, jako je zakrytí obličeje respirační rouškou, nošení brýlí či teplota okolního prostředí. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část.

První kapitola teoretické části shrnuje základní poznatky z oblasti termoregulace živočichů. Tělesná teplota představuje jeden z nejdůležitějších regulačních mechanismů lidského organismu a biologických pochodů v něm probíhajících, od úrovně jednotlivých buněk, po fungování těla jako celku. Rychlost metabolických kaskád, aktivita a reaktivita imunitního systému či dozrávání pohlavních buněk, to jsou jen některé z mnoha mechanismů, přímo podléhajících vlivu tělesné teploty. Z důvodu těsné provázanosti fungování řady systémů s relativně úzkým teplotním rozmezím není divu, že je hodnota tělesné teploty za pomoci fyziologických regulačních mechanismů přísně regulována. Tato kapitola se rovněž věnuje patofyziologii horečky a možnosti jejího farmakologického i nefarmakologického ovlivnění. Postupem času a v souvislosti s objevem mechanismů rozvoje horečky přišla medicína s nepřebornou škálou léčivých přípravků, často kombinujících antipyretický, analgetický či antiflogistický účinek. Je však nezbytné mít na paměti, že horečka představuje pouze symptom, nikoli onemocnění jako takové, a je proto nezbytné vždy pátrat po její příčině, stejně jako není žádoucí snaha dosáhnout normotermie za každou cenu. Horečka je stále účinnou zbraní lidského organismu, pomocí které se může bránit patogenům, stimulovat činnost imunitního systému a napomáhat tak snazšímu a dřívějšímu uzdravení. Problém nastává až v okamžiku, kdy vlivem nadměrného zvýšení tělesné teploty dochází k vyčerpání organismu, narušení regulačních mechanismů, a při enormních horečkách i ke křečím, postupné denaturaci bílkovin a smrti postižené osoby. Na horečku je tedy nezbytné nahlížet jako na pomocníka, jehož zapojení by se však nikdy nemělo vymknout kontrole.

Práce se v další kapitole teoretické části zabývá problematikou lokálního i celkového působení vysokých a nízkých teplot na lidské tělo, a to jak v negativním kontextu, kdy se věnuje termickým poraněním, tak i v pozitivním smyslu, zahrnujícím využití kryoterapie a řízené hypotermie v lékařské praxi.

Poslední kapitola teoretické části je zaměřena na jednotlivé způsoby měření tělesné teploty, jejich výhody i nevýhody a také na četné faktory, ovlivňující jejich přesnost. Vzhledem k nutnosti co nejpřesnější monitorace tělesné teploty, jsou neustále vyvíjeny a zdokonalovány přístroje pro její měření, fungující na rozdílných fyzikálních principech. Tyto systémy jsou však často zatíženy více či méně významnými odchylkami v měření, zapříčiněnými změnami okolních podmínek, nesprávným nastavením či nedostatečnou edukací jejich uživatelů. Zmíněny jsou rovněž termokamery, včetně popisu jejich fungování, technických parametrů a možností jejich využití v rámci IZS.

V praktické části byla data, získaná vyhodnocením vybraných parametrů na jednotlivých termosnímčích zpracována do statistického souboru a následně vyhodnocena pomocí převodu do tabulek a grafů. Na podkladě tohoto vyhodnocení byly učiněny závěry, týkající se přesnosti měření termokamer v závislosti na teplotě okolního prostředí a dalších možných ovlivňujících faktorech, jako nošení brýlí, nasazení roušky nebo vzdálenosti černého tělesa od termokamery.

Cílem tohoto výzkumu bylo ověřit vzájemnou závislost teploty jednotlivých částí lidského obličeje, jejich vztah k teplotě pozadí a přesnost měření termokamery její kalibrací vůči černému tělesu. Na základě vyhodnocení souvislostí mezi statistickými veličinami jsme se snažili najít odpověď na otázku, zda může být měření pomocí termokamery účinným nástrojem monitorace většího počtu osob v době výskytu epidemie či pandemie infekčního onemocnění.

TEORETICKÁ ČÁST

1 TERMOREGULACE ŽIVOČICHŮ

Schopnost regulace tělesné teploty nebyla organismům vlastní odjakživa. Po většinu evolučního vývoje byla teplota těla, a s ní i rychlost metabolických, imunitních a dalších pochodů, odehrávajících se v tělech živých organismů, závislá na teplotě okolního prostředí. Schopnost ovlivnit prostřednictvím metabolické aktivity vlastní tělesnou teplotu dala teplokrevným živočichům možnost být aktivní i za méně příznivých tepelných podmínek okolního prostředí za cenu vyšší energetické náročnosti, spojené s nutností vyššího kalorického příjmu. (WIKIWAND.CZ)

1.1 Studenokrevní a teplokrevní živočichové

Z hlediska schopnosti uchovávat stálou tělesnou teplotu bez ohledu na teplotní změny okolí je možné rozlišit tři skupiny živočichů. První skupinu tvoří studenokrevné neboli poikiloternní organismy, u nichž není možné udržení konstantní tělesné teploty. Ta je plně závislá na teplotě okolního prostředí. Strategie závislosti teploty organismu na okolním prostředí je nejběžnějším typem termoregulace v živočišné říši. V této skupině nalzáme nižší obratlovce, jako jsou ryby, obojživelníci a plazi, stejně jako většinu suchozemských a vodních bezobratlých živočichů. Organismus studenokrevných zvířat produkuje ve srovnání s endotermickými zvířaty významně méně metabolického tepla. Z tohoto důvodu se jejich aktivita zvyšuje v korelaci s okolní teplotou, avšak pouze do určité míry, z důvodu teplotního limitu fungování enzymatických systémů v tělech těchto živočichů. Metabolické teplo, vzniklé zpracováním živin a pohybem se rychle rozptýlí do okolního prostředí, a ke zvýšení tělesné teploty přispívá jen zcela minimálně. U těchto živočichů lze často pozorovat tzv. behaviorální regulaci tělesné teploty, kdy jsou tepelné účinky prostředí regulovány prostřednictvím chování. Tento jev lze pozorovat např. u vyhřívajících se hadů a ještěrek. Hlavním přínosem evoluční strategie poikiloternních živočichů je nižší energetická spotřeba pro tvorbu tepla, a díky pomalejšímu metabolismu také nižší nároky na celkový kalorický příjem. Nevýhodou je zejména omezení aktivního fungování daného živočicha po dobu nepříznivých tepelných podmínek okolí (PAPÁČEK, 2000)

Druhou skupinu živočichů tvoří organismy endoternní neboli teplokrevné, vybavené schopností udržovat stálou tělesnou teplotu, bez ohledu na teplotní podmínky okolního

prostředí. Základem této evoluční strategie je zvýšené generování metabolického tepla, spolu s minimalizací jeho ztrát, například pomocí peří srsti či tělesného tuku. Oproti ektotermním živočichům mohou být teplokrevní výkonnější a nezávislí na měnících se podmínkách prostředí, ale za cenu výrazně vyšší spotřeby energie, tudíž i zvýšeného kalorického příjmu. Mezi fyziologicky pokročilé organismy, schopné udržovat svou stálou teplotu řadíme dnes zejména člověka. Patří sem také ostatní savci, s výjimkou rypaše lysého, a zástupci ptačí říše. Mezi teplokrevné živočichy se do určité míry nejspíše řadili i druhohorní neptačí dinosauři a ptakoještěři. **(PAPÁČEK, 2000)**

Třetí skupinu představují tzv. heterotermní organismy. Ty se vyznačují schopností přečkat období nepříznivých podmínek ve stavu strnulosti. Patří sem hibernující živočichové, reagující na příchod zimního období útlumem fyziologických procesů. Během hibernace u nich dochází ke snížení tělesné teploty a zpomalení srdeční činnosti. Dočasný přechod na lipidový metabolismus umožňuje těmto živočichům snadněji pokrýt jejich metabolické potřeby v průběhu zimního spánku. Mezi zástupci typicky hibernujících živočichů nacházíme např. netopýry, křečky, sysly nebo ježky. **(VEDAZIVE.CZ)**

Kromě hibernace se u heterotermních živočichů lze setkat rovněž s tzv. estivací, coby obdobou hibernace v reakci na vysokou teplotu okolního prostředí. Na rozdíl od hibernace se však obvykle jedná o kratší časové období. K estivujícím živočichům řadíme např. bahníky, želvu paprscitou a některé druhy pouštních žab. **(VSEVED.CZ)**

1.2 Faktory, ovlivňující tělesnou teplotu

Člověk patří, stejně jako ostatní savci mezi teplokrevné živočichy, a z tohoto důvodu podléhá stálost jeho tělesné teploty regulačním mechanismům látkové výměny. Teplo je generováno prostřednictvím přeměny chemické energie v rámci metabolických procesů, a zároveň dochází k jeho ztrátám skrze kožní povrch a plíce. Podmínkou pro udržení konstantní teploty v organismu je shodné množství tepla, vzniklého v rámci metabolických procesů s množstvím tepla odváděného do okolí. Díky tomu nedochází k podchlazení, ani nadměrnému přehřátí daného organismu. Důležitou roli v procesu tepelné výměny mezi vnitřním a zevním prostředím hraje proudění krve. Krev je rovněž distributorem tepla v rámci organismu, kdy dochází k jejímu ohřívání při průtoku vysoce metabolicky aktivními orgány, jako jsou játra, a naopak odevzdávání tepla v chladnějších akračních oblastech. Při prochladnutí a sníženém generování tepla svalovou prací se organismus snaží pomocí krve

zahřát životně důležité orgány, a proto se na periférii organismu mohou tvořit omrzliny různého stupně a rozsahu. (ČEŠKA, 2015)

1.3 Základní principy termoregulace lidského těla

Tělesná teplota je udržována ve svém úzkém fyziologickém rozmezí za pomoci tvorby a výdeje tepla. Jestliže tělo generuje více tepla, než jaké jsou jeho ztráty, dochází ke zvyšování tělesné teploty a postupnému přehřívání organismu. Naopak, převýší-li ztráta tepla jeho tvorbu, teplota těla začne klesat. Teplota vyšší než 41 °C je již považována za maligní, stejně jako její pokles pod 35 °C. Při poklesu pod 25 °C nastávají ireverzibilní poruchy srdeční automatiky (porucha převodu vzruchů mezi síněmi a komorami. Při teplotě pod 18 °C dochází k přeměně koloidních roztoků v roztoky krystaloidní a postupně nastupuje porucha činnosti mozku, progredující do kómatu a končící smrtí jedince (Viz příloha 1). (ŠEVČÍK a kol., 2014)

1.3.1 Tvorba tepla a tepelné ztráty

Organismus disponuje dvěma cestami, jak vytvářet teplo pomocí metabolických procesů. První z nich je utilizace základních živin, jakými jsou sacharidy, tuky a proteiny. Tyto reakce mají charakter oxidací a teplo je při nich generováno coby vedlejší produkt. Při oxidačním spalování sacharidů je tvořeno přibližně 55 % celkového množství energie. Další 45 % energie je získáno za pomoci lýzy makroergních fosfátových vazeb v molekule ATP jejím štěpením na ADP a AMP. Hovoříme o tzv. tkáňové oxidaci, která podléhá přímému endokrinnímu vlivu, zejména pak thyroxinu a hormonů kortexu nadledvin. (TROJAN a kol., 2003)

Eliminace tepla z lidského organismu může probíhat cestami přímými i nepřímými. Mezi přímé cesty řadíme radiaci, kondukcii a konvekci, mezi cesty nepřímé pak ztráty tepla prostřednictvím odpařování z plic a znatelnou i neznatelnou evaporaci. (ROSINA a kol., 2022)

V našich podmínkách hraje nejvýznamnější roli radiace, mající za následek až 60 % tepelných ztrát. Ztráty tělesného tepla tímto mechanismem jsou založeny na faktu, že lidské tělo, stejně jako kterýkoli jiný objekt s teplotou vyšší, než absolutní nula vyzařuje do svého okolí tepelné elektromagnetické záření. V případech, kdy vysoká teplota okolí neumožňuje uplatnění ostatních mechanismů ztráty tepla, zapojí organismus energeticky náročný

mechanismus ochlazování v podobě aktivního pocení, během kterého může ztráta vody přesáhnout 1,5 litru za hodinu (**ROSINA a kol., 2022, JIJI, 2009**)

1.3.2 Variabilita tělesné teploty

Různé části lidského těla vykazují rozdílnou distribuci tělesné teploty. U člověka se rozmezí tělesné teploty pohybuje mezi 36 a 37 °C, v závislosti na aktivitě a stavu organismu. Významnou roli zde hraje také teplota, vlhkost a proudění okolního vzduchu a oblečení měřené osoby. Při měření teploty těla můžeme měřit jednak povrchovou teplotu (tzv. teplotu tělní slupky), vykazující signifikantně vyšší variabilitu než teplota tělesného jádra. Ovlivněna je zejména teplotními podmínkami okolního prostředí. Se zvyšujícím se teplotním rozdílem mezi tělem a prostředím (tzv. fyziologický gradient teplot) se zvyšuje i míra přestupu tepla jedním, či druhým směrem. Za nejlépe definovanou teplotu tělní slupky se považuje teplota kůže. (**ROKYTA a kol., 2015, BARRAL, 2006**)

1.3.3 Změny tělesné teploty v průběhu dne

Výsledná hodnota teploty lidského organismu je vyjádřením rovnováhy mezi teplem, generovaným v rámci našeho těla na straně jedné a jeho výdejem a ztrátami na straně druhé. (**KUNEŠ a kol., 2003**)

Normotermie nemá u zdravého člověka konstantní hodnotu, ale pohybuje se v závislosti na řadě proměnných v rozmezí 36-36,9 °C. Kromě faktorů, jako jsou věk, hormonální působení, či fyzická aktivita je tělesná teplota rovněž závislá na denní době, kdy kolísá až o 1 °C, s minimem mezi třetí a čtvrtou hodinou ránní a maximem v pozdním odpolední. Tento cirkadiánní rytmus bývá zachován i u febrilních infekčních stavů. Fyziologické výkyvy tělesné teploty je nezbytné mít při jejím měření na paměti z důvodu rizika chybné interpretace naměřených výsledků. (**MLÍKOVÁ SEIDLEROVÁ a kol., 2019**).

1.3.4 Centra termoregulace a termoreceptory

Při fyziologické termoregulaci existuje dynamická rovnováha mezi produkcí tepla na straně jedné a kontrolou tepelných ztrát na straně druhé. Tohoto cíle je dosaženo adaptací centrální termogeneze a udržováním teplotního gradientu mezi teplotou jádra a periferií, která

je přímo vystavena účinku okolní teploty. (ŠEVČÍKa kol., 2014, LANGMEIER a kol., 2009)

Teplota lidského těla je regulována vnitřně zpětnovazebným mechanismem, ve kterém hraje kluciální roli hypotalamus. Pro optimální funkci tohoto termoregulačního mechanismu je zásadní příjem informací z tepelných senzorů, registrujících výkyvy tělesné teploty. Tuto funkci u člověka zastávají dvě skupiny termoreceptorů. Řadíme sem jednak termoreceptory periferní, zahrnující chladové a tepelné receptory lokalizované v kůži a jednak skupinu vnitřních termoreceptorů, nacházejících se v hlubokých kompartmentech těla. (NEČAS a kol., 2006)

1.4 Horečka

Jako horečku označujeme vzestup teploty organismu za klidového stavu nad hodnoty dané cirkadiální rytmiticitou. Tento nárůst je vyvolán působením patogenního podnětu a liší se od fyziologického zvýšení tělesné teploty, způsobeného nárůstem metabolické aktivity a produkce tělesného tepla, ať už v důsledku intenzivní tělesné námahy, hormonálních vlivů či dalších faktorů. Nárůst tělesné teploty nad fyziologickou mez je ve většině případů spojen s působením infekčních agens. Není to však podmínkou. S horečkou se lze setkat i u řady neinfekčních stavů, jako je aseptické poškození tkáně chirurgickým výkonem nebo traumatem. Horečnaté stavy rovněž často doprovází celou řadu onkologických onemocnění a paraneoplastických projevů a bývají frekventním doprovodným příznakem posttransfusních reakcí a rejekčních reakcí po transplantacích. (NEČAS a kol., 2016, SILBERNAGL a kol., 2012)

1.4.1 Fyziologie a patofyziologie horečky

Vzestup tělesné teploty nad fyziologický rámec není procesem náhodným. Na jeho rozvoji kooperují složky endokrinního, imunitního a nervového systému. Bakterie, resp. endotoxiny z jejich buněčné stěny, některé viry či komplexy antigenů a protilátek vedou k aktivaci granulocytů, monocytů a makrofágů. Výsledkem aktivace těchto buněk bílé krevní řady je nárůst produkce cytokinů, které mají v konečném důsledku za následek „přenasazení“ hypotalamického termostatu na vyšší teplotu. Rychlost vzestupu tělesné teploty a její výška závisí jednak na noxe, která ke zvýšení vedla, jednak na celkové reaktivitě organismu. U pacientů v seniorním věku je obecně vzestup teploty méně patrný, než u dětí a mladých osob s vyšší aktivitou imunitního systému. Míra zvýšení tělesné teploty tedy nemusí být za všech

okolností spolehlivým ukazatelem závažnosti klinického stavu daného pacienta, stejně jako její případný pokles nemusí znamenat, že bylo dané onemocnění zvládnuto a pacient přechází do rekonvalescentního období. (CHROBÁK a kol., 2007)

1.4.2 Typy horečky

Charakter teplotní křivky patří mezi důležité ukazatele průběhu horečnatého onemocnění a dynamika změn tělesné teploty pacienta by proto měla být důsledně zaznamenávána v rámci intenzivní i standardní péče. Průběh teplot a jejich kolísání měly v dobách před zavedením antibiotické a kortikoidní léčby nedocenitelnou diagnostickou hodnotu, protože mohly napovědět mnohé o etiologii, vývoji i prognóze daného onemocnění. Používání řady moderních léčiv, jakými jsou např. již zmíněná antibiotika, však průběh teplotní křivky významně ovlivňuje, a z tohoto důvodu má její využitelnost pro diagnostice onemocnění v dnešní době jen malý význam. (MLÍKOVÁ SEIDLEROVÁ a kol., 2019)

Rozeznáváme jednak horečku kontinuální (*febris continua*), charakterizovanou trvalým zvýšením tělesné teploty nad 38°C. U tohoto typu horečky jsou denní teplotní výkyvy pouze malé a zpravidla nepřesahují 1°C. S kontinuálním typem horečky je možné se setkat např. u nemocných s návratným tyfem, či neléčenou pneumonií. Dále je možné se setkat s horečkou remitentní (*febris remittens*), kdy teplota během dne fluktuuje o více než 2 °C, přičemž ani minimální denní teplota neklesá na fyziologickou hodnotu. *Febris remittens* často doprovází těžké infekce, spojené se septickými stavy. (CHROBÁK a kol., 2007)

Vysokou horečku, střídající se v průběhu téhož dne s normotermií až mírnou hypotermií nazýváme *febris intermittens*, neboli intermitentní horečkou. Ta bývá přítomna zejména u cholangitidy, pyelonefritidy, ale může se rovněž vyskytnout v rámci septického stavu. Pokud k paroxysmům intermitentní horečky dochází ob den, je označována jako terciána. Pokud jsou mezi atakami dva dny bez horečky, pak ji označujeme jako kvartánu. (CHROBÁK a kol., 2007)

Jako návratnou horečku (*febris reccurens*) popisujeme stav pravidelně se střídajících dnů s horečkou s afebrilními obdobími. *Febris reccurens* bývá u návratného tyfu. Obzvláště u neuroinfekcí virové etiologie se lze setkat s horečkou dvoufázovou (*febris bifasica*), mající zpravidla dva vrcholy, oddělené několikadenním afebrilním obdobím. (CHROBÁK a kol., 2007)

Posledním důležitým typem horečky je tzv. *febris undulans*, neboli vlnivá horečka, během které teplota během několika dnů stoupá a po dosažení maxima opět klesá. Po několikadenním afebrilním období se horečnatý stav může opakovat. Tento typ horečky bývá často uváděn do spojitosti s Hodgkinovou chorobou nebo brucelózou. **(CHROBÁK a kol., 2007)**

1.4.3 Endogenní a exogenní pyrogeny

Horečka představuje průvodní jev, dominující zejména během reakce akutní fáze infekčních onemocnění. Zvýšení tělesné teploty je indukováno skupinou látek, nazývaných pyrogeny, které působí na receptory thalamického centra a vyvolávají tak vzestup tělesné teploty. Pyrogeny rozdělujeme dle jejich původu do dvou skupin. První z nich představují tzv. exogenní pyrogeny, pocházející z vnějšího prostředí. Řadíme sem např. lipopolysacharidy bakteriálních pouzder či endotoxin produkující patogeny. Druhou skupinou jsou tzv. pyrogeny endogenní, zastoupené zejména cytokiny (interleukiny 1 a 6, interferony uvolňované z monocytů nebo Tumour necrosis factor alfa). Pyrogeny působí nárůst produkce cyklooxygenáz, což jsou enzymy, konvertující kyselinu arachidonovou na prostaglandiny. Na dráždění hypothalamického centra má vliv především prostaglandin E2 (PGE2), který je produkován buňkami endothelu a v perivaskulárních prostorech hypothalamu. Vlivem stimulace hypothalamu dochází k uvolnění neurotransmiterů, zodpovědných za přenastavení termoregulačního centra na vyšší teplotu, což má za následek zvýšení tělesné teploty. **(SILBERNAGL a kol.,2016, ROKYTA a kol., 2015)**

1.4.4 Farmakoterapie horečky

O propojení horečky s určitým patologickým procesem měli nepochybně jasno již naši předkové v dávné minulosti a stejně staré jsou též pokusy o její léčbu. Nejdříve se tak dělo ochlazováním těla nemocného za pomoci studené vody a přístupu čerstvého vzduchu, později, s rozvojem lidového léčitelství našla uplatnění široká škála bylinek, jako je lipový květ, meduňka či kůra z vrby bílé. **(BYLINKOPEDIE.CZ).**

Mezi nejčastěji využívanou skupinou léčiv pro léčbu horečky řadíme neopioidní analgetika. Typickým zástupcem této skupiny je paracetamol neboli acetaminofen, mající kromě antipyretických účinků také účinek analgetický, postrádá však účinky antiflogistické. Tato

látka může být podávána v řadě forem a je bezpečná i pro kojence a těhotné ženy. Maximální denní dávka je 4 gramy. Při překročení vzrůstá riziko poškození jater. Toxicita paracetamolu může být zvýšena také konzumací alkoholu. Antidotem paracetamolu je acetylcystein, obsažený v řadě léčivých přípravků, určených k expektoraci. Kromě paracetamolu je do skupiny neopioidních analgetik řazen také metamizol či propyfenazon. **(VOTAVA a kol., 2021)**

Druhou významnou skupinu léčiv, vyznačujících se antipyretickými účinky představují nesteroidní antiflogistika (NSA). Kromě schopnosti snižovat teplotu a zmírňovat bolest mají léky této skupiny i protizánětlivé účinky. Základním mechanismem účinku všech nesteroidních antiflogistik je blokáce enzymu cyklooxygenázy, hrajícího klíčovou roli v syntéze prostaglandinů, podílejících se mj. na rozvoji zánětu. Mezi nejčastěji využívané zástupce NSA řadíme ibuprofen, diklofenak či nimesulid. **(VOTAVA a kol., 2021).**

2 ÚČINKY SNÍŽENÉ A ZVÝŠENÉ TEPLoty NA LIDSKÉ TĚLO

Tělo člověka, coby homoiotermního organismu je schopné udržovat stálou tělesnou teplotu, navzdory nepříznivým zevním podmínkám. I tato adaptační schopnost má však své limity, po jejichž překročení může dojít k poškození až smrti daného jedince. Teplotní optimum pro funkci enzymů lidského těla se pohybuje kolem 36°C. (ŠEVČÍK a kol., 2014)

2.1 Působení zvýšené teploty na organismus

Působení nadměrně vysoké teploty na lidské tělo může být charakteru lokálního, či celkového. Je-li teplota okolí zvýšena, organismus zapojí termoregulační mechanismy behaviorálního i metabolického charakteru. Drobné kapiláry v kůži se dilatují, člověk se potí a zbavuje se tak nadbytečného tepla. Pokud je však nadměrné působení zvýšené teploty dlouhodobé, nebo je spojené se zvýšenou vlhkostí okolního prostředí (např. při pobytu ve skleníku, v tropických oblastech nebo parní lázni), pocení postupně ustává a lidský organismus se začne nekontrolovaně přehřívat, vzniká tak úpal. Při lokálním působení tepla dochází vlivem denaturace proteinů k destrukci tkáňových struktur. (ŠEVČÍK a kol., 2014)

2.1.1 Lokální působení vysokých teplot na organismus

K lokálním tepelným poraněním dochází nejčastěji v rámci nehod v domácích podmínkách nebo bývají důsledkem pracovních úrazů při neopatrné či neodborné manipulaci s ohněm a hořlavinami. Závažnost tepelných poranění závisí zejména na jejich rozsahu, lokalizaci a mechanismu vzniku. V rámci terapie a prognózy hrají roli další faktory, jako je úroveň poskytnuté první pomoci, věk pacienta, jeho celkový zdravotní stav a také kvalita stravy v období rekonvalescence, protože hojení vyžaduje zvýšený přísun bílkovin, vitaminů a dalších esenciálních složek potravy. (KÖNIGOVÁ a kol., 1999)

Popáleniny se obecně řadí mezi jedna z nejzávažnějších poranění, zasahující v řadě případů i hluboké tělní struktury. Doba hojení je mnohdy prodloužena nutností navazujících operačních výkonů, jakými jsou nekrektomie, transplantace kožních štěpů nebo provádění uvolňujících nářezů v rámci prevence vzniku kontraktur. Jakožto otevřené rány jsou popáleniny často náchylné k nasedání sekundárních infekcí, kdy se jako hlavní patogen uplatňují MRSA a *Pseudomonas aeruginosa*. Značně náročná bývá u rozsáhlých popálenin i rehabilitační péče, často vyžadující i spolupráci psychologa, protože po léčbě mohou zůstat trvale jizvy,

poruchy pigmentace na popálených plochách a přetrvávat může i omezení hybnosti v důsledku kontraktur či porušení nervových struktur. **(WENDSCHE a kol., 2019)**

2.1.2 Dělení popálenin

Popáleniny (combustiones) lze dělit na základě několika kritérií. Kromě rozsahu a lokalizace je pro postup léčby i prognózu pacienta zásadní dělení do čtyř stupňů, podle závažnosti a hloubky poranění. Každý ze stupňů vyžaduje jinou léčebnou strategii a je proto nezbytné jeho správné určení. **(WENDSCHE a kol., 2019)**

V rámci popálenin prvního stupně je na kůži pacienta pozorovatelné zarudnutí (erytém), které může být v některých případech doprovázeno otokem. Postižena je pouze epidermis, zatímco hlubší struktury kůže zůstávají intaktní, nedochází k tvorbě epidermálních ani subepidermálních puchýřů. Zánětlivé změny v epidermis mají zcela reverzibilní charakter a během několika dní dochází k jejich spontánnímu zhojení ad integrum. Po celou dobu trvání zůstává intaktní epidermální bariéra, proto je zde minimální riziko rozvoje ranné infekce či závažné metabolické odpovědi na vyvolávající inzult. **(PÁRAL a kol., 2020)**

Druhý stupeň popálenin je charakterizován přítomností puchýřů (bulla). V závislosti na intaktnosti, či narušení kožního krytu rozdělujeme druhý stupeň popálenin na subtypy IIa a IIb. Ke zhojení rány dochází obvykle spontánně během dvou až tří týdnů. Hojení probíhá obvykle ad integrum, při komplikaci hojení infekcí či sekundárním traumatem může docházet k jizvení. Závažnější a hlubší subtyp druhého stupně popálenin představuje typ IIb. Vzniklé puchýře mají silnou stěnu, napjatou krytku a často dochází k jejich předčasnému odlučování, což výrazně zvyšuje riziko nasedání sekundární infekce. **(KÖNIGOVÁ a kol., 1999)**

V rámci třetího stupně popálenin nacházíme na kůži nekrotická ložiska bílošedého zbarvení, vznikající v důsledku poničení epidermis i dermis v celé šíři, a to včetně nervů, kapilární sítě i dalších struktur. Hojení je vzhledem k hloubce poškození zpravidla značně komplikované, malé plochy se mohou zhojit kontrakcí okolní tkáně s následnou reepitelizací, u větších ploch je nezbytné využití kožních štěpů. V rámci akutního ošetření jsou často prováděny uvolňující nářezy a fasciotomie jakožto prevence ischemie otékajících tkání. **(WENDSCHE a kol., 2019)**

Jakožto čtvrtý stupeň popálenin označujeme stav karbonifikace tkáně. Kůže a podkožní tkáně jsou zuhelnatělé, dochází k poškození hlubokých struktur, včetně fascií, svalů a kostí. Bílkoviny svalové tkáně jsou denaturovány a tkáň makroskopicky připomíná “vařené maso”. Rány vyžadují rozsáhlý debriedment a kompletní rekonstrukci poškozených struktur.

Je zde vysoké riziko metabolických komplikací, z nichž nejrizikovější je akutní hyperkalémie po vylití draslíku z poškozených buněk, následovaná myoglobinurií s rizikem akutního renálního poškození a celkového narušení acidobazické rovnováhy s možným metabolickým rozvratem. **(WENDSCHE a kol., 2019)**

2.1.3 Odhad rozsahu popálenin

Odhad přibližné velikosti popálené plochy je nezbytnou součástí prvotního vyšetření pacienta a určujícím faktorem pro směřování pacienta do konkrétního zdravotnického zařízení. Popáleniny menšího rozsahu mohou být bez obtíží ošetřeny na chirurgických ambulancích menších nemocnic, avšak rozsáhlá popáleninová traumata jsou transportována (nejčastěji prostřednictvím LZS) do jednoho ze tří popáleninových center v rámci ČR. (Viz příloha 2). Rozsah popálené plochy je důležitým ukazatelem závažnosti stavu pacienta, informuje lékaře o spektru možných komplikací a v neposlední řadě také naznačuje prognózu, ačkoli nemůže být jediným faktorem při rozhodování o míře poskytnuté terapie.

(KÖNIGGOVÁ a kol., 1999)

Pro hrubý odhad plošného rozsahu popálenin lze využít tzv. pravidlo devíti, které lze použít u dospělých pacientů a větších dětí. Toto pravidlo rozděluje lidské tělo na jednotlivé oblasti, tvořící přibližně 9 % jeho povrchu, nebo násobky devíti. U menších dětí toto pravidlo nelze použít z důvodu disproporce mezi velikostí povrchu hlavy vůči ostatním částem těla.

Chceme-li určit přibližný rozsah popálené plochy menšího rozsahu, lze využít tzv. pravidlo dlaně. Tento způsob lze aplikovat u dospělých pacientů, stejně jako u malých dětí. Vycházíme z faktu, že velikost dlaně pacienta s prsty, přiloženými těsně k sobě odpovídá přibližně jednomu procentu velikosti jeho tělesného povrchu. Pokud potřebujeme detailnější informaci o přesném rozsahu popálených ploch, můžeme použít tabulky dle Lunda a Browdera (Viz příloha 3). **(KÖNIGGOVÁ a kol., 1999)**

2.1.3 Popáleninová centra v ČR

Centra pro léčbu popálenin představují specifický typ traumatologického centra, zajišťující komplexní diagnostickou a terapeutickou péči vážně popáleným pacientům. S ohledem na způsob a rozsah poskytované péče jsou tato centra řazena mezi centra vysoce specializované zdravotní péče ve smyslu paragrafu 112 zákona č. 372/2011 Sb. O zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování ve znění pozdějších předpisů. Mezi poskytovatele specializovaných zdravotních služeb se statutem Centra vysoce specializované péče o

pacienty s popáleninami řadíme v současné době tři pracoviště. Jedná se o Fakultní nemocnici Královské Vinohrady, Fakultní nemocnici Brno a Fakultní nemocnici Ostrava. Spádovou oblast pro tato centra představuje celá ČR. **(MZCR.CZ)**

Spektrum pacientů v těchto centrech není omezeno pouze na úrazy termického charakteru. Komplexní a kontinuální odborná péče je zde poskytována též osobám s chemickými úrazy, elektrotraumaty, v případech ztrát kožního krytu v rámci radičního postižení, či u neúrazových afekcí alergického či autoimunitního charakteru. Péče o takto postižené pacienty je dlouhodobá a často doživotní. Pacienti se závažnými popáleninami jsou ukládáni do tzv. vzdušných lůžek, naplněných velmi jemným pískem, aby se zabránilo přímému tlaku na popálené plochy a omezila se bolestivost (Viz příloha 4). Kromě chirurgického ošetření zahrnuje péče o popálené pacienty často též intervenci psychologů a sociálních pracovníků. **(WENDSCHE a kol., 2019)**

2.2 Celkové působení vysokých teplot na organismus

Existují stavy, za kterých člověk není schopen udržet vlastní tělesnou teplotu ani při zapojení termoregulačních mechanismů, jako je pocení či nepřímý výdej tepla dýchací soustavou. Při překročení kapacity těchto mechanismů, nebo v případě nepříznivých podmínek okolního prostředí (vysoká vlhkost, nemožnost úkrytu před sluncem, dehydratace), dochází k jejich postupnému útlumu až zastavení. Tělo člověka se začíná přehřívat, tělesná teplota stoupá a postupně dochází k poškození organismu, které může být dočasného, či trvalého charakteru. Rozhodujícím faktorem pro tepelný stav člověka je jeho tepelná bilance neboli vztah mezi množstvím tepla produkovaného a tepla odváděného z organismu do okolního prostředí. Postupující narušení metabolických pochodů v organismu vlivem zvýšené teploty vede ke zmatenosti, křečím, narušení vědomí, které progreduje do kómatu až smrti postiženého jedince. **(ROSINA a kol., 2022)**

2.2.1 Úžeh

Insolace neboli sluneční úžeh představuje patologický stav, vyvolaný přímým působením slunečního záření na oblast hlavy. Klinická závažnost je značně různorodá, od mírných příznaků až po letálně probíhající onemocnění. U těžkých forem dochází k rychlému nástupu hyperpyrexie, doprovázeném neurologickými, cirkulačními a metabolickými komplikacemi. Z neurologických příznaků dominují zejména kruté bolesti hlavy, vertiga, zvracení a poruchy vědomí s rizikem progresu do kómatu. Nezřídka dochází také k rozvoji křečí a na kůži se

může objevit solární erytém až popáleniny II. stupně. V rámci cirkulačních změn nastává vazodilatace, tachykardie a nástup hyperkinetické cirkulace. Na EKG je někdy možno detekovat inverzi T vln a depresi ST úseku. Značně rizikové jsou tyto změny zejména pro starší osoby, u kterých mohou resultovat až v selhání krevního oběhu. Úžeh je rovněž doprovázen metabolickými změnami, z nichž nejčastější je dehydratace, hyponatrémie a vzestup osmolality krevní plasmy. U těžkých forem rovněž hrozí rozvinutí metabolické acidózy, akutní tubulární nekrózy ledvin až hyperosmolárního kómatu. (**ŠEVČÍK a kol., 2014**)

Zásadní pro rychlou a účinnou terapii je rychlé ochlazení postižené osoby a doplnění tekutin. Nejvhodnější je i.v. podání ochlazeného Ringerova laktátového roztoku. Míra rehydratace je určena diurézou, která by neměla klesnout pod 40 ml/h. Při nedostatečné diuréze je nutná invazivní monitorace centrálního žilního tlaku a minutového objemu. Při poruchách CNS je nezbytné zahájení antiedematózní terapie podáním 40% glukózy, 20% MgSO₄ a 20% mannitolu. Při křečích je indikován diazepam v obvyklé dávce 10 mg i.v. (**KLENER a kol., 2005**)

2.2.2 Úpal

Úpal neboli onemocnění z tepla představuje patologický stav, způsobený přehřátím organismu, doprovázený hyperpyrexii, četnými neurologickými příznaky a známkami multiorgánové dysfunkce. Z klinického pohledu je možné rozlišit dva typy úpalu. Úpal, vzniklý při fyzické námaze vzniká zejména u mladších osob, vystavených po dlouhou dobu intenzivní tělesné zátěži v horkém a zpravidla i vlhkém prostředí. Výhodou je zde zachovalá schopnost pocení, kdy je nemocný schopen korigovat vlastní tělesnou teplotu při zmírnění fyzické aktivity. Klasický úpal, nemající spojitost se zvýšenou tělesnou aktivitou postihuje častěji starší osoby se sedavým životním stylem, osoby, trpící chronickými onemocněními či malé děti, u kterých nejsou dosud dostatečně vyvinuté termoregulační mechanismy. Teplota při úpalu typicky přesahuje 41 °C a bývá doprovázena dysfunkcí CNS, hyperdynamickou cirkulací, křečemi či akutním renálním selháním. Základem terapie úpalu je rychlé ochlazení teploty jádra pomocí ledových zábalů, umístění chladiivých médií do axil a třísel, případně podávání chlazených infuzních roztoků. Je však nezbytné počítat s určitou setrvačností ochlazovacího procesu a vyvarovat se vyvolání iatrogenní hypotermie. Letalita úpalu se pohybuje mezi 5-50 %, přičemž prognóza je nejvíce ovlivněna věkem pacienta, závažností hypertermie a perzistencí neurologických poruch. (**ŠEVČÍK a kol., 2014**)

2.2.3 Maligní hypertermie

Maligní hypertermie je vyvolána nekontrolovaným uvolněním kalciových iontů ze sarkoplasmatického retikula, a to zejména ve svalových buňkách. Jedná se o akutní reakci, spojenou s hypermetabolismem a velmi rychlým nástupem horečky, která pacienta přímo ohrožuje na životě. Nadbytek kalcia vede k výraznému zesílení svalových kontrakcí za zvýšené spotřeby ATP. Výsledkem je nadměrná produkce tepla. Rozvoj maligní hypertermie je nejčastěji asociován s podáním léků, konkrétně inhalačních anestetik a depolarizujících svalových relaxancií. Vyvolávající příčinou však mohou být negenetické vlivy jako biologický stres, zvýšená fyzická aktivita nebo expozice horkému prostředí.

Vlivem vystupňovaného metabolismu dochází ve tkáních k prudkému nárůstu spotřeby kyslíku, za současné nadprodukce oxidu uhličitého. To může v kombinaci s hyperpyrexii resultovat až do kardiálního a ventilačního selhání. Do oběhu se zároveň uvolňuje velké množství kalia, kreatinu, myoglobinu a dalších látek, což může mít za následek narušení řady orgánů, zejména pak ledvin. (ŠEVČÍK a kol., 2014)

Z hlediska patofyziologie se jedná o geneticky podmíněné onemocnění s autosomálně dominantním typem dědičnosti. V rámci terapie klademe důraz na okamžité zahájení léčby, zahrnující zastavení přívodu možných spouštěcích látek, zahájení hyperventilace 100 % kyslíkem a podání Dantrolenu v množství 2-3 mg/kg t.hm. Dantrolen je nezbytné aplikovat až do stabilizace stavu nemocného, a to i za cenu překročení maximálních doporučených dávek (10 mg/kg t.hm.). Součástí je rovněž kontinuální monitorace fyziologických funkcí, zahrnující v případě potřeby i invazivní monitoraci. Hypertermii řešíme za pomoci podávání chladného fyziologického roztoku a fyzikálním chlazením. Případnou hyperkalémii upravujeme podáváním glukózy v kombinaci s inzulinem., aplikací kalcia a úpravou acidózy. Kriticky důležitá je rovněž monitorace diurézy, která by se měla pohybovat nad 2 ml/kg t. hm., často s využitím furosemidu či mannitolu a dostatečného přísunu tekutin v podobě balancovaných krystaloidních roztoků. (ŠEVČÍK a kol., 2014)

2.3 Působení snížené teploty na organismus

Působení chladu na lidské tělo může být lokálního, či celkového charakteru. Místní účinky snížené teploty mívají za následek vznik oznoženin či omrzlin, ale zároveň mohou být využity terapeuticky v rámci kryoterapie. Při celkovém působení chladu na lidské tělo dochází nejdříve k podchlazení tepelného obalu, a pokud nízké teploty přetrvávají, postupně klesá i teplota tělesného jádra. O hypotermii hovoříme, klesne-li teplota tělesného jádra pod 35 °C.

Mezi nejčastější příčiny hypotermie patří septické stavy a akutní či chronická expozice chladu. Klesající tělesná teplota má za následek svalový třes, progredující svalovou slabost, následovanou zmateností, bradykardií a poruchami vědomí, resultujícími až do kómatu a smrti pacienta. **(ROKYTA a kol., 2015)**

2.3.1 Lokální působení nízkých teplot na organismus

Lokální působení snížené teploty na lidské tělo může mít negativní charakter, kdy dochází vlivem vazokonstrikce a snížené perfuze tkáně ke vzniku poranění. Místní ochlazení tkání může mít ale také pozitivní dopad. Zejména v rámci dermatologie jsou využívány metody jako kryostimulace, či kryodestrukce, sloužící k terapii řady onemocnění na povrchu kůže. **(PIZINGER a kol., 2022)**

2.3.2 Omrzliny

Congelationes neboli omrzliny jsou výsledkem negativního neúčelného lokálního působení chladu na lidský organismus. Vlivem poklesu teploty dochází k vazokonstrikci drobných kožních cév, mající při delším trvání za následek ischemii a hypoxii zasažených tkání, proto se s omrzlinami nejčastěji setkáváme na akraálních částech těla, jako jsou prsty rukou a nohou, nos nebo ušní boltce. Zároveň se v cévách tvoří drobné ledové mikrokryštaly, narušující kapilární endotel a dále zhoršující funkci mikrocirkulace. Výsledkem je postupná destrukce kožního krytu a v závislosti na intenzitě a délce trvání také k poškození hluboko uložených tkání. V našich podmínkách se s omrzlinami setkáme nejčastěji u příslušníků sociálně slabých skupin (bezdomovci) nebo u osob, holdujících specifickým sportovním aktivitám (horolezectví, vysokohorská turistika). Z klinického pohledu se omrzliny významně neliší od lokálního poškození vysokou teplotou, shodné jsou i principy chirurgického ošetření. **((BYDŽOVSKÝ, 2008)**

Základem první pomoci u omrzlin je zvýšení prokrvení pomocí aktivního i pasivního pohybu, postupné zahřívání, případně podávání nízkých dávek vazodilatancí. V rámci pozdějšího ošetření je vhodná vazodilatační a antiagregační léčba, sterilní krytí a v případě potřeby také chirurgické ošetření zasažených ploch. **(BYDŽOVSKÝ, 2008)**

2.3.3 Oznobenyiny

Oznobenyiny (*perniones*) představují značně bolestivé poškození kožního krytu, vznikající opakovaným dlouhodobým působením i méně intenzivního chladu, v kombinaci se zvýšenou vlhkostí. Klinicky se jedná o svědicí a pálicí červené nebo červenofialové makulopapuly až ložiska, která se v chladu zbarvují do modra. Často vznikají v rámci profesního poškození, např. u zaměstnanců mrazíren. Prevenci představuje ochrana citlivých míst před působením chladu. Doporučeno je rovněž střídání koupelí v teplé a chladné vodě. **(BYDŽOVSKÝ, 2008)**

2.4 Celkové působení nízkých teplot na organismus

Podchlazení neboli hypotermie nastává v okamžiku, kdy teplota tělesného jádra klesne pod 35 °C. V počátečních fázích reaguje organismus snahou zastavit další pokles teploty. Dochází k periferní vazokonstrikci, zvýšení svalového tonu a zrychlení tepové frekvence. Při poklesu tělesné teploty pod 32 °C dochází ke zpomalení dýchání a vzniku srdečních arytmií. Při teplotě kolem 30 °C upadá pacient do bezvědomí, dochází k útlumu bazálního metabolismu, rozvíjí se kóma a následuje smrt. **(ROKYTA a kol., 2015)**

2.4.1 Patofyziologie hypotermie

Hypotermie je spolu s acidózou a koagulopatií součástí tzv. letální triády, ohrožující zejména osoby s rozsáhlými traumaty, ale i pacienty, podstupující rozsáhlejší chirurgické výkony. Snížení tělesné teploty pod fyziologickou mez má za následek ovlivnění agregační funkce trombocytů a pokles celkové aktivity koagulačních faktorů. Kromě koagulopatie je s hypotermií spojeno i zvýšené riziko infekčních komplikací, zhoršuje se kontraktilita myokardu a dochází k posunu disociační křivky hemoglobinu doleva. Následkem zvýšené viskozity krve významně narůstá riziko vzniku trombotických příhod včetně plicní embolie, AIM či CMP. **(MICHÁLEK a kol., 2023)**

2.4.2 Řízená hypotermie

Při řízené hypotermii využíváme protektivních účinků chladu na lidský organismus. Prostřednictvím poklesu bazálního metabolismu se snižuje spotřeba kyslíku tkáněmi o 5-8 % na každý stupeň poklesu tělesné teploty. Tělo se tak lépe vyrovnává s případnou hypoxií. Tato metoda je nejčastěji využívána při velkých kardiochirurgických operacích a během zákroků v oblasti mozku. **(ROKYTA a kol., 2015).**

Terapeutická hypotermie napomáhá postresuscitační normalizaci metabolismu a navozuje rychlejší úpravu funkce mitochondrií, čímž významně snižuje míru produkce toxických metabolitů a kyslíkových radikálů v rámci reperfuze poškozené tkáně. Při snížení teploty dochází k utlumení dějů, majících za následek apoptotickou smrt neuronů, tlumí se aktivace lipáz a proteáz a dochází tak k usnadnění endogenních reparativních procesů. Kromě řady prokázaných pozitivních účinků má tato metoda i svá negativa. Mezi nejzásadnější z nich patří proporcionální pokles srdečního výdeje a tepové frekvence, nárůst periferní vaskulární rezistence, imunosuprese a nárůst inzulínové rezistence. Zároveň může dojít ke změnám farmakokinetiky některých podávaných léčiv a poruchám elektrolytového prostředí organismu. U pacientů po úspěšné KPR je za důležitější intervenci než léčebná hypotermie považována spíše důsledná prevence horečky, ať už za využití fyzikálních či farmakologických metod ochlazování. **(ŠEBLOVÁ a kol., 2013)**

2.5 Využití účinku nízkých teplot v medicíně

Chladu může být v rámci lékařství využito na mnoho způsobů. Je nezbytnou součástí některých dermatochirurgických postupů, může sloužit pro konzervaci biologického materiálu, nebo pro účely peroperační biopsie. V rámci velkých operací, zejména kardiokirurgických se s úspěchem aplikuje řízená hypotermie. **(ROSINA a kol., 2022)**

2.5.1 Lokální kryoterapie

Kryoterapie je léčebná metoda, využívající účinky chladu na lidské tělo. Působení teploty kolem 4 °C vede kromě vazokonstrikce také k lokálnímu znecitlivění, čehož lze využít ke snížení bolestivosti, zmírnění otoku a zpomalení krvácení např. při epistaxi.

Podle hloubky účinku rozlišujeme v rámci kryoterapie kryostimulaci a častěji využívanou kryodestrukci. Principem kryodestrukce je co nejrychlejší ochlazení cílové tkáně, následované jejím pozvolným ohřevem za vzniku sterilní nekrózy. Kryodestrukční terapeutický účinek je závislý na krystalizaci intra i extracelulární tekutiny a ovlivnění tkáňové mikrocirkulace. Mezi nejčastější indikace kryoterapie řadíme ošetření virových bradavic, jizev, či povrchových kožních nádorů. **(PIZINGER a kol., 2022)**

Priessnitzovy obklady jsou typem studených zapařovacích obkladů, používaných za účelem zvýšení lokálního prokrvení. První vrstvu obkladu, přiléhající na kůži, tvoří vlhký obklad, který se překrývá neprodyšnou látkou (např. fólií nebo igelitem). Třetí vrstva by měla být suchá a teplá, zajišťující vlhkou zapárku. Po cca 1 hodině od aplikace Priessnitzova

obkladu vzniká v ošetřovaném místě aktivní hyperémie, posilující funkci imunitních mechanismů. Nejčastější indikace pro jejich použití jsou záněty horních dýchacích cest, jako tonsilitida či pharyngitida, své využití ale nalézají také u déletrvajících revmatologických obtíží a za účelem relaxace kosterního svalstva. **(ROSINA a kol., 2022)**

3 INFEKČNÍ ONEMOCNĚNÍ

S infekčními onemocněními se lidstvo potýkalo od nepaměti a přibližně stejně dlouhá je i snaha o vysvětlení jejich původu a hledání způsobu jejich předcházení a léčby. Původní představy o onemocnění, jako o božím trestu byly v průběhu dějin vystřídány vědeckými teoriemi o možných původcích, čemuž významně napomohl v sedmnáctém století vynález mikroskopu. Výskyt epidemií infekčních onemocnění je často provázán s negativními aspekty jako nízký hygienický standard, špatná výživa a pobývání ve velkých kolektivech. Se zlepšujícími se hygienickými podmínkami se mění spektrum infekčních agens, kterému je naše tělo vystaveno, ale problematika život ohrožujících infekcí, a také stoupající míra rezistence některých infekčních agens vůči antibiotické léčbě je pro současné zdravotnictví problémem velmi aktuálním. (BENEŠ, 2009)

3.1 Charakteristika infekčních agens

Aby mohlo docházet k šíření nakažlivého onemocnění v lidské populaci, musí být přítomen zdroj původce nákazy. Takovýmto zdrojem mohou být parazité, viry, bakterie, houby či priony. Každé z těchto infekčních agens je charakterizováno specifickými vlastnostmi, z nichž má nejvyšší význam patogenita neboli schopnost vyvolat u vnímavého hostitele konkrétní patologický stav. Další významnou charakteristikou infekčního agens je virulence, vyjadřující míru patogenity jednotlivých kmenů infekčního agens. Lidský organismus je přirozeně osídlen vlastním mikrobiomem, a to jak na povrchu, tak uvnitř. Mikrobiom je tvořen některými druhy bakterií a virů přirozeně kolonizujících kůži, dýchací a trávicí trakt či vaginu. Tyto mikroorganismy fungují s naším imunitním systémem v dynamické rovnováze. (GÖPFERTO VÁ a kol., 2013, GOERING, 2016)

3.2 Cesty šíření infekčních onemocnění

Původce nákazy se na vnímavého hostitele šíří buď přímou, nebo nepřímou cestou. U přímého přenosu jsou zdroj nákazy a vnímavý hostitel současně přítomni na stejném místě ve stejném čase. K přímému přenosu může dojít dotekem kožního či slizničního povrchu, kapénkami, pokousáním či poškrábáním od infikovaného zvířete. Mezi cesty přímého přenosu řadíme rovněž transplacentární přechod některých infekčních agens z matky na plod. Naproti tomu, není pro nepřímý přenos současná přítomnost zdroje infekce a vnímavé osoby nezbytná. Nepřímý přenos bývá nejčastěji zprostředkován vzduchem, předměty, kontaminovanými

infekčními agens, vehikuly, jako jsou voda, potraviny či půda, a také biologickými produkty jako krev, sperma nebo mateřské mléko. Poslední článek na cestě přenosu infekčního onemocnění tvoří vnímavý organismus, na jehož charakteristice závisí výsledná závažnost i průběh daného infekčního onemocnění. (GÖPFERTO VÁ a kol., 2013, LOBOVSKÁ, 2002)

3.3 Infekce spojené se zdravotní péčí

Infekce spojená se zdravotní péčí představuje typ infekce, vzniklé v příčinné souvislosti s ústavním či ambulantním pobytem ve zdravotnickém zařízení. Pro tento typ infekčních onemocnění je klíčové místo přenosu, nikoli místo, kde byla infekce diagnostikována. Z tohoto důvodu se za související se zdravotnickým zařízením považuje i infekce, která se u pacienta projeví až po ukončení hospitalizace. Na druhou stranu, projeví-li se u pacienta onemocnění do 48 hodin od přijetí, není vzhledem k předpokládané inkubační době považováno za související s nemocniční péčí, ale označujeme ho jako zavlečenou komunitní infekci (CAI). Podle původu vyvolávajícího infekčního agens lze infekce, vznikající v souvislosti s nemocniční péčí, dělit na endogenní, u kterých pochází původce z pacientovy vlastní mikroflóry a exogenní, kdy se patogen do pacientova těla dostává zvenčí. (ROZSY PAL, 2015, *INFEKTOLOGIE.CZ*)

Mezi nejčastější původce infekčních onemocnění v rámci zdravotnických zařízení patří bakterie, ale mohou se uplatňovat též viry, rickettsie, chlamydie či kvasinky. V průběhu hospitalizace dochází ke změnám bakteriální flóry pacienta. V časně fázi hospitalizace jsou nákazy zapříčiněny nejčastěji endogenními kmeny pacientů, zavlečenými do nemocnic z komunity. Do této skupiny patří nejčastěji hemolytické streptokoky, stafylokoky, pneumokoky či homofilové infekce, obvykle dobře citlivé na antibiotika a chemoterapeutika. Od 5. dne hospitalizace se lze nejčastěji setkat s exogenními nozokomiálními nákazami, vyvolanými zejména multirezistentními kmeny (MRSA, VRE, koaguláza-negativní stafylokoky). (GÖPFERTO VÁ a kol., 2013)

Zdrojem nemocniční nákazy se může stát nejen samotný pacient, ale také zdravotnický pracovník, návštěva, či jiná osoba, pohybující se po zdravotnickém zařízení. Infekční onemocnění u zdrojů se může vyskytovat jak ve formě manifestní, kdy nakažená osoby trpí zjevnými klinickými příznaky, tak ve formě bezpříznakové, označované také jako nosičství. Druhá z forem je významně rizikovější, neboť postižená osoba nejeví známky onemocnění, a přesto u ní dochází k intermitentnímu či kontinuálnímu vylučování etiologického agens. (ROZSY PAL, 2015)

Klinický obraz infekcí, souvisejících s pobytem v nemocnici se může projevit klinickými příznaky z postižení jakéhokoli systému. Mezi nejčastější nákazy, v tohoto typu řadíme tzv. ranné infekce, infekce močového ústrojí, respiračního a urogenitálního traktu. Další vysoce rizikovou skupinou jsou infekce krevního řečiště, vznikající často v souvislosti se zavedením invazivních cévních vstupů a zahrnující řadu komplikací, od tromboflebitidy, až po možný rozvoj katetrové sepse. **(GÖPFERTO VÁ a kol., 2013)**

3.4 Sepse

Jako sepsi lze nazvat systémovou zánětlivou reakci organismu na přítomnost infekčního agens. Jedná se o nejčastější příčinu úmrtí na nekoronárních jednotkách intenzivní péče. Původcem sepse se může stát jakýkoli mikrob, je-li infekční dávka dostatečně vysoká, nebo pokud došlo k oslabení imunitního systému. Pacient na první pohled působí unaveně až schváceně, kůže je bledá s chladnými akry v důsledku centralizace oběhu. Může být přítomno krvácení do kůže různého rozsahu, nejčastěji se jedná o petechie nebo sufuze. Narůstající dušnost a pokles saturace mohou poukazovat na rozvoj ARDS. Bezprostřední reakci oběhu na sepsi představuje tachykardie, doprovázená často arteriální hypotenzí, odrážející systémovou vazodilataci a s ní spojenou poruchu periferního prokrvení. **(ROZSYPAL, 2015)**

Za normálních okolností dochází po eliminaci zdroje infekce k vyhasnutí imunitní reakce a reparaci vzniklých poškození. U sepse však nastává propagace zánětlivé reakce i na orgány, které původně nebyly infekčním insultem poškozeny. Nastává obraz multiorgánové dysfunkce, mající za následek ireverzibilní poruchu integrity orgánových funkcí s následkem smrti nemocného. **(PRŮCHA a kol., 2015)**

Nejvýznamnějšími klinickými příznaky septického stavu jsou horečka nad 38 °C, nebo naopak hypotermie, tachykardie, tachypnoe, a také změny v krevním obraze, jako je leukocytóza či leukopenie, případně změny v diferenciálním počtu s posunem doleva **(ROZSYPAL, 2015)**

4 MĚŘENÍ TĚLESNÉ TEPLoty

Monitorace tělesné teploty je jednou z nejstarších diagnostických metod a patří mezi základní sledované fyziologické funkce jak na standardních odděleních, tak na jednotkách intenzivní péče. Zvýšení tělesné teploty může mít celou řadu příčin infekčního i neinfekčního charakteru a je cenným ukazatelem zhoršení či zlepšení stavu pacienta. Teplota může být měřena intermitentně, což je častější postup v rámci standardních oddělení. S kontinuálním měřením se naopak častěji setkáváme u pacientů na jednotkách intenzivní péče (JIP). Tělesnou teplotu lze měřit neinvazivními nebo invazivními metodami, přičemž oba způsoby mají své výhody, ale je nezbytné být seznámeni i s jejich negativy. Každé zařízení, používané k měření tělesné teploty by mělo být zkalibrováno a používáno přesně podle návodu, vydaného výrobcem, jinak hrozí chybná interpretace naměřených hodnot s rizikem poškození pacienta. **(BARTŮŇEK, 2016)**

4.1 Neinvazivní měření tělesné teploty

Teploměry jsou v současné době jedním z nejpoužívanějších fyzikálních přístrojů. Neinvazivní měření tělesné teploty spočívá v monitoraci povrchové teploty lidského těla, bez nutnosti porušit integritu kožního povrchu. Neinvazivně je tělesná teplota měřena zejména na standardních odděleních, zpravidla dvakrát denně. Zápis o provedení měření a naměřená hodnota musí být zaznamenány do lékařské dokumentace. **(JIRÁNKOVÁ, 2022)**

Neinvazivně lze tělesnou teplotu měřit na celé řadě míst lidského těla. Rutinně je tělesná teplota měřena v axile. Zde je nutné mít na paměti, že čidlo teploměru musí být umístěno tak, aby co nejvíce zapadalo do podpažní jamky, Měřením v axile získáme teploty nižší, ve srovnání s centrální teplotou. Další možností je snímání teploty kůže pomocí teplotního čidla. Tyto teploty jsou však pouze orientační, protože jsou značně ovlivněny místem, kam je čidlo umístěno. S teplotním čidlem je možné se setkat např. na JIP, kde se pacientům nejčastěji vkládá do oblasti třísel. **(BARTŮŇEK, 2016)**

Mezi neinvazivní monitoraci tělesné teploty řadíme také měření v tělních dutinách, jako je rektum, zde odečítáme od naměřené teploty přibližně 0,5 °C. Hodnota rektální teploty může být navíc ovlivněna náplní konečníku. Teplotu můžeme neinvazivně měřit také ve zvukovodu, nasopharyngu, dutině ústní nebo jícnu. **(BARTŮŇEK, 2016)**

4.1.1 Měření pomocí digitálního teploměru

Rutinní využití digitálních teploměrů v rámci neinvazivní diagnostiky je v dnešní době na vzestupu, a to zejména u dětských pacientů. Není zde přítomno sklo, o které by se pacient mohl poranit a pro změření teploty v domácnosti je tato technologie zcela dostačující. Digitální teploměry se vyznačují odolností vůči vodě a jsou snadno omyvatelné. Teplota je měřena pomocí termočlánku uvnitř teploměru. Měření trvá v rozmezí 10-90 sekund. Na skončené měření je uživatel upozorněn zvukovým signálem a naměřená hodnota se zobrazí na displeji přístroje. (Viz přílohy 5 a 6) Digitálních teploměrů lze využít pro monitoraci teploty nejen v axile, ale také v dutině ústní či rektu. **(ROZMAN, 2006)**

4.1.2 Lékařské teploměry

Po dlouhou dobu bylo zlatým standardem neinvazivního měření tělesné teploty používání skleněného rtuťového teploměru, kdy byla ve spodní části malá „baňka“ naplněná rtutí, která během měření stoupala kapilárou a její hladina znázorňovala hodnotu tělesné teploty na stupnici, umístěné v zadní části teploměru. Rtuť je jediný kov, mající za pokojové teploty kapalnou skupenství a byla využívána pro své vhodné fyzikální vlastnosti. Bohužel, výpary rtuti jsou pro lidské tělo silně toxické a z tohoto důvodu bylo užívání rtuťových teploměrů zakázáno a rtuť byla nahrazena jinými látkami, jako je líh, galium, indium nebo cín. (Viz přílohy 7 a 8). **(JIRÁNKOVÁ, 2022)**

4.1.3 Bezkontaktní měření tělesné teploty

Během bezkontaktní monitorace tělesné teploty nedochází k přímému kontaktu teploměru s povrchem těla měřené osoby. Pro změření je teploměr nutné přiblížit ke kůži pacienta přibližně na vzdálenost 2-3 centimetrů. (Viz přílohy 9 a 10). Měření probíhá na principu vyzařování infračerveného světla. Využití bezkontaktního teploměru je rychlé a nebolestivé. Nutno však podotknout, že spolehlivost tohoto měření není velká, přístroje jsou ovlivněny řadou faktorů, jako je teplota v místnosti, vlhkost kůže pacienta nebo konkrétní místo, na kterém je teplota zaznamenávána. Proto je obvyklé při nejasnostech ohledně teploty, naměřené bezkontaktními přístroji využít ještě jiných metod měření, nejčastěji pak lékařského teploměru. **(ROZMAN, 2006)**

4.1.4 Měření pomocí teplotního čidla

Teplotní čidlo představuje mechanismus určený pro kontinuální neinvazivní měření tělesné teploty, zaznamenávající teplotu kožního povrchu. Tento způsob se využívá u pacientů na JIP a lze se s ním setkat také v rámci monitorace novorozenců. Senzor čidla se nejčastěji umísťuje do třísel, ale lze ho uložit i do axily. Čidlo je elektronicky propojeno s monitorem, zobrazujícím naměřené hodnoty. V případě potřeby lze na monitoru nastavit alarm, pokud by byly naměřeny hodnoty mimo fyziologické rozmezí. Nevýhodou teplotního čidla je nutnost spolupráce pacienta, protože je snadné jeho dislokování a následné chybné měření. Z tohoto důvodu se s teplotním čidlem nejčastěji setkáme u pacientů v bezvědomí. Je nezbytné mít na paměti, že polohu čidla bychom měli pravidelně měnit z důvodu možného rizika vzniku otlaků či dekubitů. (KAPOUNOVÁ, 2020)

4.2 Invazivní měření tělesné teploty

Pro změření tělesné teploty, která nejvíce odpovídá teplotě tělesného jádra lze využít invazivních metod, zaznamenávajících teplotu uvnitř těla. Je nezbytné mít na paměti, že každý invazivní vstup, který není striktně indikován je kontraindikován a vždy zvážit benefit, který bude mít invazivní monitorace pro pacienta v porovnání s riziky, které s sebou tato metoda nese. Nejvýznamnějším rizikem invazivní monitorace je možné zavlečení infekce zevnějšku do těla pacienta. Problémem může být také traumatizace stěny cévy, možné trombotické komplikace či dislokace zavedeného katetru. (ŠEVČÍK a kol., 2014)

4.2.1 Měření tělesné teploty v cévním řečišti

Intravaskulární monitorace tělesné teploty patří k často využívaným metodám v rámci intenzivní péče. Na standardních odděleních se s ní nesečkáváme. Jednou z možností je zaznamenávání teploty smíšené žilní krve v arteria pulmonalis., čehož lze docílit zavedením Swan – Ganzův balónkového katetru skrze povodí horní duté žíly do plicnice. Konec katetru je vybaven čidlem, snímajícím teplotu tělesného jádra. Výhodou tohoto systému je vedle vysoce přesné monitorace tělesné teploty mj. možnost měření tlaku v zaklínění. (BARTŮNĚK, 2016)

Dále je možné pomocí intravaskulárního čidla monitorovat tělesnou teplotu ve velkých arteriích, jako je *arteria femoralis* či *a. radialis*. Tato metoda je nejčastěji využívána u hemodynamicky nestabilních pacientů. Velmi důležitou roli zde hraje péče o zavedený katetr, který musí být pravidelně převazován, aby bylo minimalizováno riziko vstupu infekce do cévního řečiště s následným rozvojem katérové sepse. (KAPOUNOVÁ, 2020)

4.2.2 Monitorace tělesné teploty pomocí intrakraniálního čidla

Tato vysoce invazivní metoda monitorace tělesné teploty je vyhrazena pro pacienty ve velmi závažném stavu, často po kraniocerebrálních traumatech či operacích v lebeční dutině. Kromě teploty je pomocí zavedeného intrakraniálního katetru monitorován také intrakraniální tlak (ICP). Čidlo je zpravidla zavedeno do temporální oblasti lebeční dutiny. Obsluha tohoto systému je stran personálu značně zatěžující, při neopatrné manipulaci s pacientem hrozí riziko dislokace katetru, proto by mělo být ponecháno pouze po nezbytně dlouhou dobu a následně odstraněno. (ŠEVČÍK a kol., 2014).

4.2.3 Transoesophageální monitorace tělesné teploty

V rámci tohoto typu invazivní monitorace je tělesná teplota měřena v hltanu nebo spodní čtvrtině jícnu. Takto získaná hodnota odpovídá teplotě krve proudící v aortě a je tudíž jednou z nejpřesnějších metod monitorace teploty tělesného jádra. Transoesophageální monitoraci tělesné teploty lze využít u pacientů v bezvědomí, připojených na umělé plicní ventilaci s potlačeným kašlacím reflexem. Při nedostatečné ošetrovatelské péči se mohou objevit komplikace v podobě dekubitů v místě zavedení. Rizikem je také možná dislokace katetru při nešetrné manipulaci s pacientem. (KAPOUNOVÁ, 2020).

4.2.4 Monitorace tělesné teploty prostřednictvím permanentního močového katetru

Tento způsob invazivní monitorace tělesné teploty pacienta využívá faktu, že téměř všichni pacienti v rámci intenzivní péče mají zaveden permanentní močový katetr, na který se pouze umístí monitorační čidlo. To je umístěno poblíž balónku, fixujícího katetr uvnitř měchýře. Naměřená teplota je prostřednictvím kabelu převáděna na monitor. Monitorace je velmi přesná a shoduje se s intravaskulární teplotou. Při zavádění a péči o PMK je nezbytné dodržení všech zásad asepse a správné zacházení s katetrem, aby se předešlo možnému rozvoji katéetrové sepse. (JIRÁNKOVÁ, 2022)

5 PRAKTICKÁ ČÁST

CÍL A ÚKOLY PRÁCE

5.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem shromáždění a následného statistického zpracování získaných dat bylo odpovědět na otázku, zda se může měření pomocí termokamery stát účinným nástrojem monitorace většího počtu osob v době výskytu epidemie či pandemie infekčního onemocnění

5.2 Dílčí cíle

Dílčí cíl č. 1: Zjistit, jaká je průměrná teplota testovaných osob, naměřená v oblasti podpaží, za využití digitálního teploměru.

Dílčí cíl č. 2: Zjistit, jaký je rozdíl mezi teplotou, naměřenou digitálním teploměrem v podpaží a teplotou tváře, zaznamenanou pomocí termokamery po korekci na černé těleso

Dílčí cíl č. 3: Určit, ve které části obličeje se nachází minimum a maximum naměřených teplot.

Dílčí cíl č. 4: Porovnání maximálních naměřených teplot v oblasti tváře při použití kamery FLIR A615 a kamery LabIR s čipem Lepton.

6 VÝZKUMNÉ PROBLÉMY A OTÁZKY

6.1 Hlavní výzkumná otázka

Jaký je reálný limit přesnosti IR kamer při použití v optimalizovaných podmínkách?

6.2 Dílčí výzkumné otázky

Výzkumná otázka č. 1: Může zakrytí obličeje měřené osoby ovlivnit parametry měření?

Výzkumná otázka č. 2: Jaký je vliv rozostření termokamery na naměřené výsledky?

Výzkumná otázka č. 3: Jsou osoby na snímcích rozpoznatelné? Bude pro účely dalšího výzkumu nutné GDPR?

Výzkumná otázka č. 4: Jaký je celkový přínos a výstup daného výzkumu? Kterým směrem by se měly výzkumné snahy dále ubírat?

7 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Měření probíhalo od prosince 2020 do června 2021 v prostorách pracoviště NTC na uzavřené skupině 20 testovacích osob, tvořené převážně zaměstnanci výzkumného centra. Všichni účastníci pokusu byli zletilí, věkový průměr se pohyboval mezi 35 a 50 lety.

8 METODIKA PRÁCE

Pro praktickou část této bakalářské práce byla použita kvantitativní metoda výzkumu. Práce je jedním z výstupů první části výzkumného projektu projektu BETERKA, Bezpečnostní výzkum pro účinné využití termokamer v případě epidemických hrozeb a krizových situací s podporou MVČR.

V této fázi výzkumné práce bylo cílem provedení screeningu, zjišťujícího a ověřujícího možnosti a parametry termografického měření osob za polo-laboratorních podmínek.

Účast ve výzkumu byla pro všechny zúčastněné osoby zcela dobrovolná a anonymní. Všechny testované osoby byly zároveň o průběhu experimentu předem poučeny a dostaly možnost klást doplňující otázky. Každé měření bylo uskutečněno minimálně 30 minut poté, co měřená osoba přešla z vnějšího prostředí do vnitřních prostor. Teplota v místnosti měření nebyla nijak upravována, předpokládala se pokojová teplota v rozmezí 20-30 °C.

Termosnímky měřených osob byly pořízeny pomocí termokamery, kalibrované na černé těleso. Pro měření teploty pomocí termokamery je stěžejní fakt, že člověk, jehož tělesná teplota se v mezním případě může pohybovat v rozmezí 31-42 °C je zdrojem IR záření. Základní část tohoto záření přitom připadá na vlnové délky 4 až 50 mikrometrů s maximem v oblasti 10 mikrometrů. (SVATOŠ, 1993; CHO, 1993)

Měření probíhalo za využití IR kamery FLIR A615 (Viz příloha 11) s objektivem 25 mm a rozlišovací schopností senzoru 320x240 pixelů. Testovaná osoba byla měřena přibližně na vzdálenost 1 m. Druhým typem kamery, využitým v rámci měření byla kamera LabIR s čipem Lepton s rozlišením 169x120 pixelů. Pro kalibraci bylo využito černé těleso Kleiber KBB40 s teplotou 40 °C a emisivitou 0.98 a přesností 0,4 °C. Kromě měření IR kamerami bylo zároveň u každé osoby provedeno měření tělesné teploty pomocí digitálního podpažního teploměru (Viz příloha 12). Během pořizování termosnímků měly měřené osoby sundané brýle a jejich obličej nebyl zakryt respirátorem.

Vyhodnocení získaných termogramů bylo prováděno ručně. (Viz příloha 13). V rámci každého snímku byla zaznamenána naměřená teplota černého tělesa, teplota pozadí, maximální a minimální teplota tváře a také teplota oblasti očí, představující doporučené místo pro IR měření. Na obličejí každé osoby bylo rovněž popsáno místo, vykazující maximální a minimální naměřenou teplotu. Lokalizace teplotního maxima a minima v obličejí má úzkou návaznost na

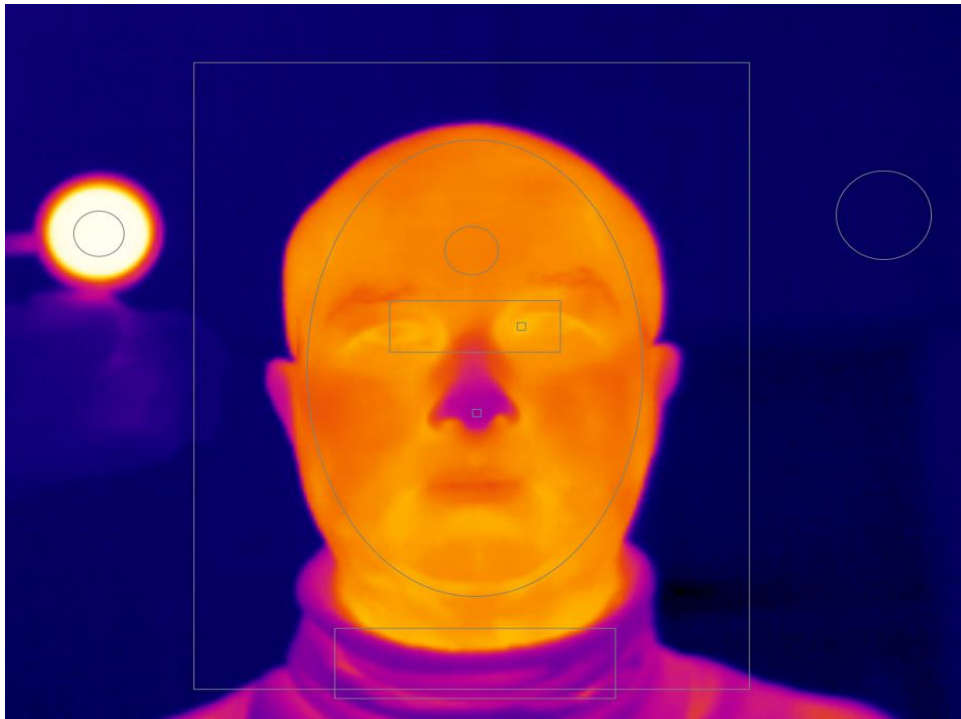
anatomii obličejových tepen. Maximum teploty bylo ve většině případů lokalizováno v oblasti očního koutku.

Naměřené teploty byly poté zaznamenány do souboru v programu Excel, statisticky zpracovány a z výsledných hodnot byly utvořeny grafy. Na základě získaných dat a přehledných grafů bylo následně možné odpovědět si na výzkumné otázky, a také určit směr, kterým by se mohla ubírat další výzkumná práce v rámci této problematiky.

9 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

Naměřené hodnoty z cílových oblastí jednotlivých snímků byly ručně zapsány do tabulky v programu Excel. Slovně zaznamenáno bylo také místo minimální a maximální teploty v oblasti obličeje. Po statistickém zpracování získaných dat byly vytvořeny grafy, zobrazující souvislosti mezi jednotlivými zkoumanými veličinami. Na základě těchto grafů bylo možné určit závěry měření a naleznout odpovědi na výzkumné otázky.

Termosnímek s vyhodnocovanými oblastmi



Obrázek: 1; Zdroj: Vlastní

Každý termosnímek testované osoby obsahuje šest vyhodnocovaných oblastí, ve kterých byla měřena maximální, minimální, případně průměrná teplota. Vyhodnocována byla oblast černého tělesa (nejjasnější oblast na levé straně snímku), oblast hlavy a krku (největší obdélníková výseč), kruhová oblast pozadí za hlavou testované osoby, oblast tváře, zahrnující elipsu od brady po linii vlasů na čele, kruhová výseč na čele a malá obdélníková výseč, zahrnující oblast očí. V rámci vyhodnocování snímku se pak coby malý bod tvaru čtverce zobrazovalo místo s maximem naměřené teploty. Barvy na termosnímku vyjadřují rozložení teploty, kdy nejchladnější oblasti odpovídají černé a místa s nejvyšší teplotou žluté až bílé barvě.

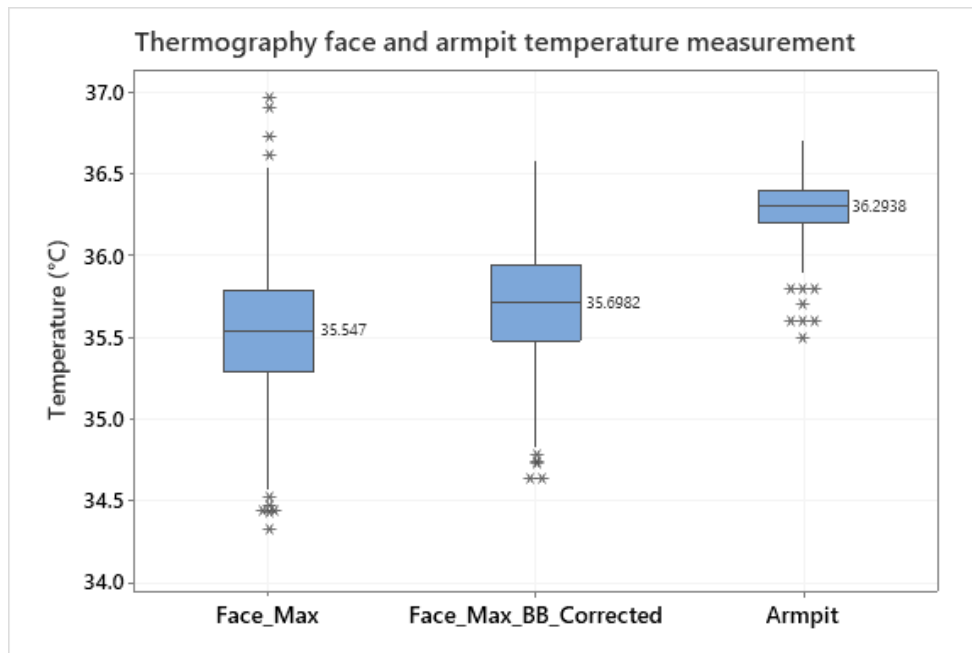
Zaznamenané veličiny v souboru Excel

<u>Face_rect_max_pos</u>	<u>Total Count</u>	<u>Percent</u>	<u>Mean</u>	<u>Minimum</u>	<u>Median</u>	<u>Maximum</u>
Brada	1	0.3096	35.180	35.180	35.180	35.180
Čelo	2	0.6192	35.750	35.380	35.750	36.120
Krk	1	0.3096	35.300	35.300	35.300	35.300
Krk, boční strana	26	8.0495	35.500	34.930	35.440	36.110
Krk, střed	2	0.6192	35.020	34.430	35.020	35.610
Krk,boční strana	1	0.3096	36.340	36.340	36.340	36.340
Nosní dírka	1	0.3096	35.850	35.850	35.850	35.850
Nosní křídlo	1	0.3096	35.790	35.790	35.790	35.790
Oko	269	83.2817	35.539	34.320	35.510	36.970
Pod obočím	1	0.3096	35.390	35.390	35.390	35.390
Spánková krajina	2	0.6192	35.545	35.450	35.545	35.640
Spodní ret	1	0.3096	35.760	35.760	35.760	35.760
Tvář	2	0.6192	35.715	35.620	35.715	35.810
Ústní koutek	7	2.1672	35.661	35.340	35.660	35.830
Ústní štěrbina	6	1.8576	35.888	35.430	35.995	36.240

Tabulka 1; Zdroj: Vlastní

V tabulce 1 jsou slovně zaznamenána místa na obličeji, na kterých byla v průběhu měření zachycena maximální teplota. Ačkoli bylo míst maxima zachyceno několik, ve více než 80 % se nejteplejší místo v obličeji nacházelo v oblasti vnitřního koutku oka, kde maximální naměřená teplota dosahovala hodnoty 36,97 °C. Důvod pro nejčastější lokalizaci teplotního maxima právě v očním koutku souvisí nejspíše s anomií tepen obličeje, kdy arteria angularis (jedna z terminálních větví a. facialis) probíhá v těsné blízkosti kožního povrchu (ČIHÁK, 2015). Kromě hodnoty teplotního maxima a minima, naměřeného v oblasti obličeje se z tabulky také dozvídáme medián těchto hodnot, představující průměrnou teplotu měřené oblasti.

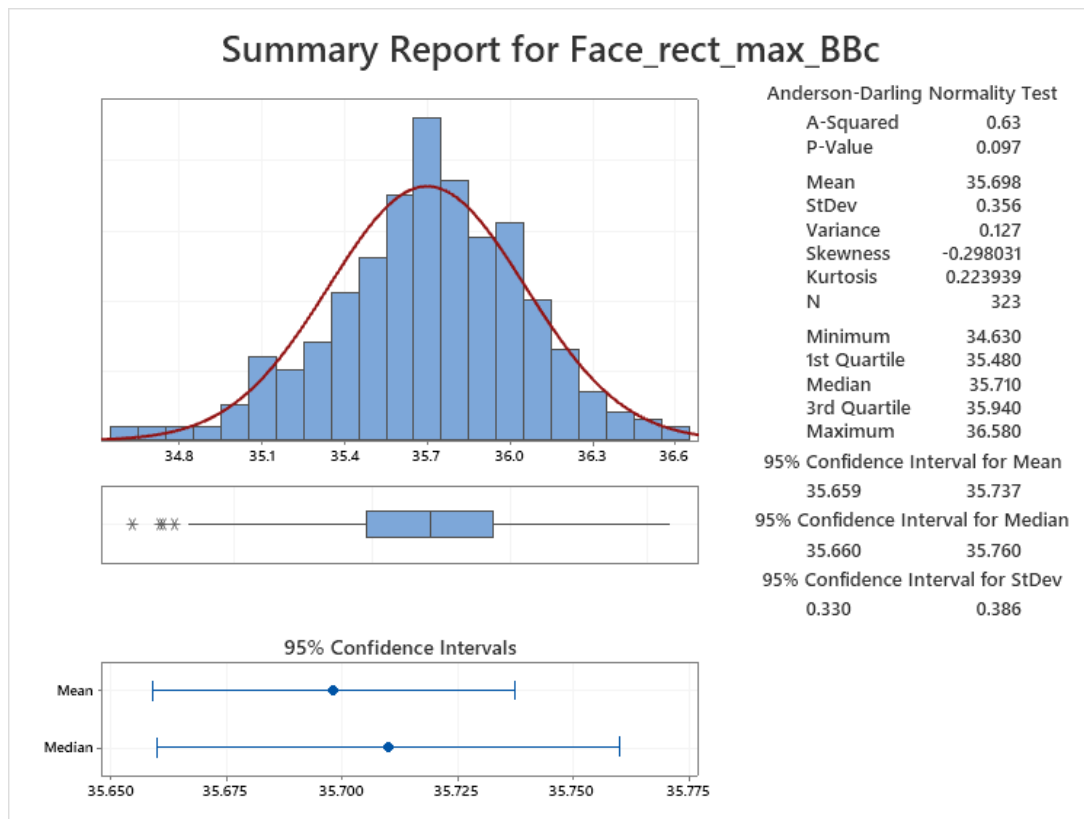
Měření teploty v oblasti podpaží



Graf 1; Zdroj: Vlastní

Graf 1 porovnává teploty, naměřené účastníkům pokusu pomocí podpažního teploměru a kamery FLIR A615. Maximální teplota, naměřená podpažním teploměrem dosahovala $36,29 \pm 0,15$ °C. Při měření kamerou FLIR A616 byla maximální naměřená teplota tváře $35,55 \pm 0,43$ °C. Po korekci měření kamery na černé těleso dosahovala maximum teploty v oblasti tváře $35,7 \pm 0,36$ °C.

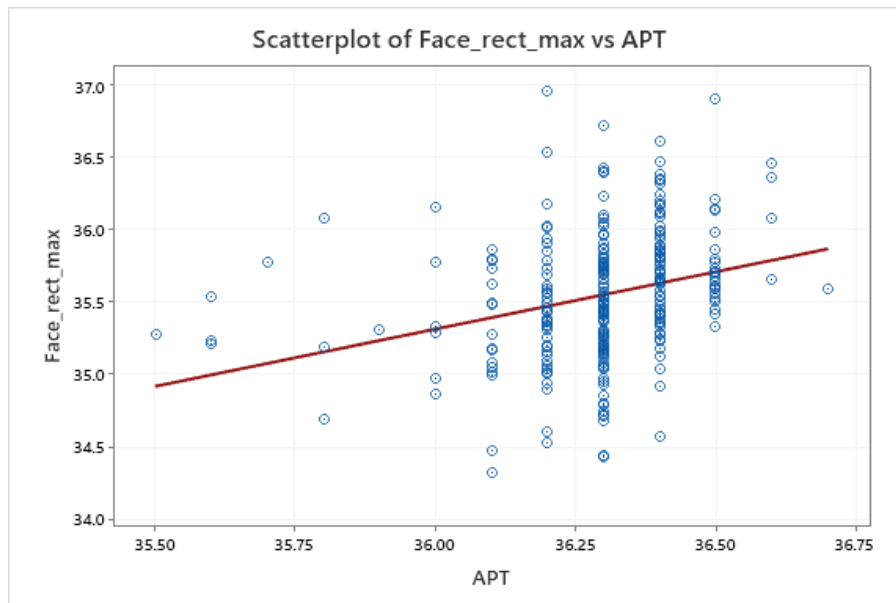
Měření maximální teploty tváře kamerou FLIR A615



Graf 2; Zdroj: Vlastní

Graf 2 zachycuje maximální naměřenou teplotu tváře po korekci na černé těleso. Z grafu vyplývá, že teplota, naměřená termokamerou FLIR A615 je i po korekci na černé těleso nižší než teplota, naměřená za pomoci podpažního teploměru. Minimální naměřená hodnota v oblasti tváře byla 34,6 °C, maximální pak 36,58 °C. Průměrná hodnota dosahovala 35,7±0,36 °C. Měřená hodnota se bude s 95 % pravděpodobností nacházet v intervalu 35,66 až 35,74 °C.

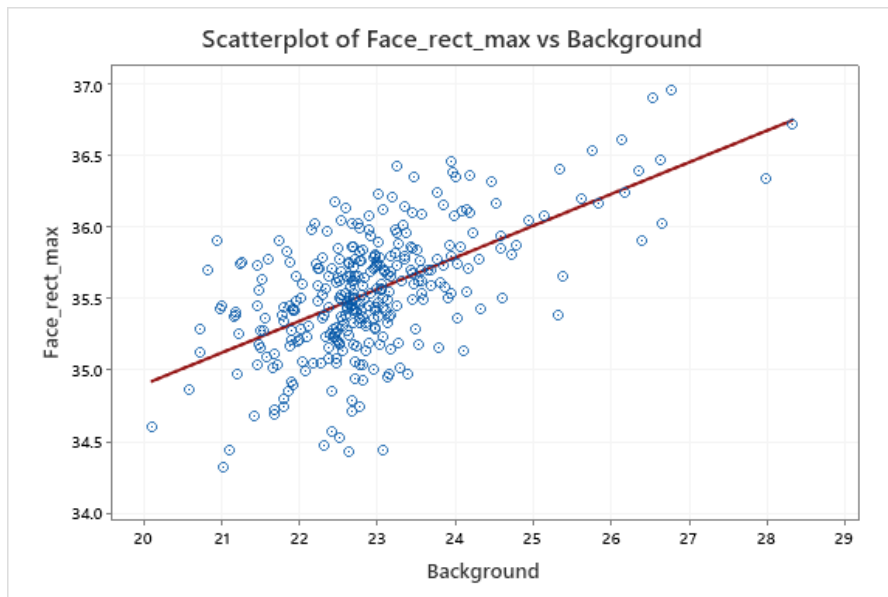
Závislost maximální teploty tváře a podpaží



Graf 3; Zdroj: Vlastní

V rámci grafu 3 byla vyhodnocována závislost maximální teploty tváře, naměřené pomocí kamery FLIR A615 po korekci na černé těleso a teploty podpaží, naměřené pomocí digitálního teploměru. Z grafu je možné vysledovat velký rozptyl naměřených hodnot.

Závislost maximální teploty tváře a pozadí

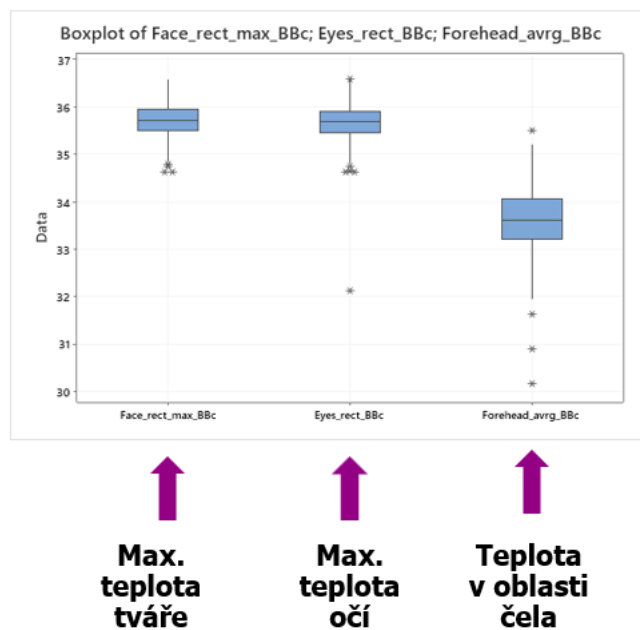


Graf 4; Zdroj: Vlastní

Cílem grafu 4 je zachytit vzájemnou závislost teploty tváře, zaznamenané pomocí termokamery FLIR A615 po korekci na černé těleso a naměřené teploty pozadí.

Maximální teplota v oblasti tváře a očí

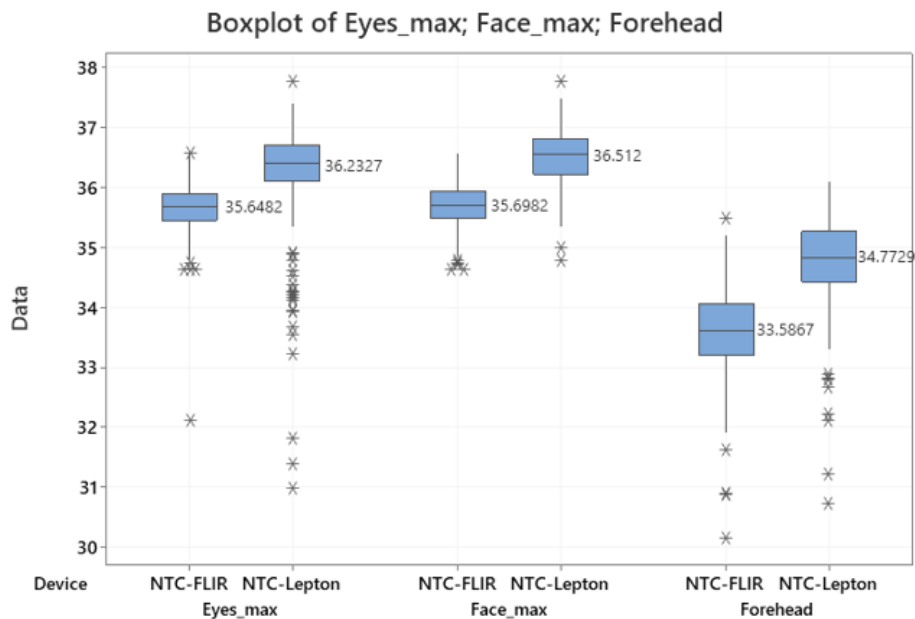
Měření termokamerou FLIR A615



Graf 5; Zdroj: Vlastní

Graf 5 dává do souvislosti teploty různých částí obličeje, naměřené pomocí termokamery FLIR A615 po korekci na černé těleso. Porovnávána je zde maximální teplota oblasti obličeje, maximální teplota v oblasti očí a průměrná teplota zaznamenaná v oblasti čela. Z grafu vyplývá, že maximální IR měřená teplota tváře dosahovala $35.7\text{ °C} \pm 0.36\text{ °C}$, maximální IR měřená teplota očí měla hodnotu $35.65\text{ °C} \pm 0.41\text{ °C}$ a průměrná teplota v oblasti čela dosahovala hodnoty $33.59\text{ °C} \pm 0.68\text{ °C}$.

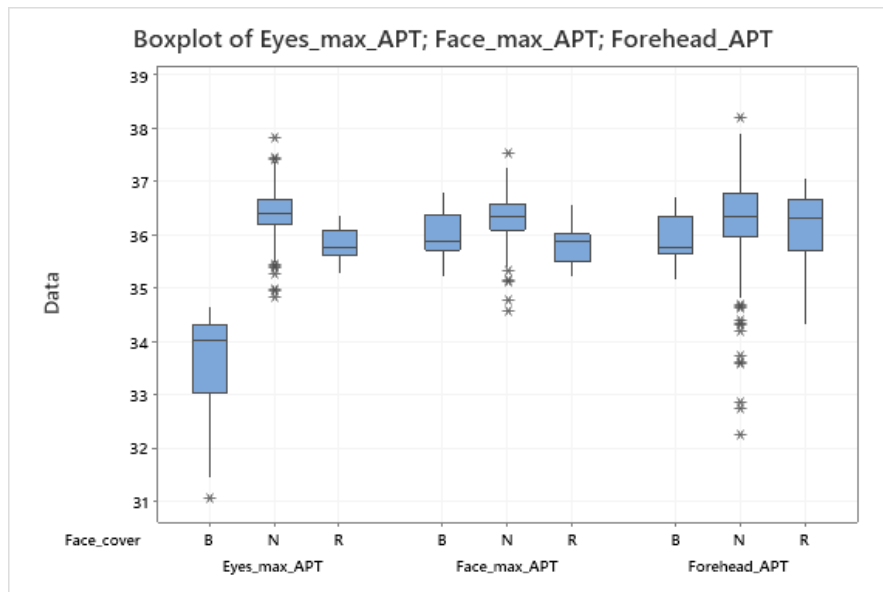
Rozdíly naměřených hodnot mezi kamerami FLIR A615 a Lepton



Graf 6; Zdroj: Vlastní

Graf 6 se věnuje porovnání teplot, naměřených pomocí kamery FLIR A615 a kamery LabIR s čipem Lepton korigovaných vůči černému tělesu. Porovnávají jsou maximální naměřené teploty v oblasti očí, maximální teploty v oblasti tváře a průměrné teploty, zachycené v oblasti čela. U kamery FLIR dosahovala maximální IR měřená teplota v oblasti očí hodnoty 35,65 °C, maximální hodnota tváře měla hodnotu 35,7 °C a průměrná hodnota čela byla 33,58 °C. Kamera LabIR s čipem Lepton zaznamenala v oblasti očí maximální hodnotu 36,23 °C, maximum v oblasti tváře bylo 36,51 °C a průměrná teplota čela dosahovala 34,77 °C.

Vliv zakrytí obličeje na výsledky měření



Graf 7; Zdroj: Vlastní

Graf 7 posuzuje vliv zakrytí obličeje měřené osoby na výsledky měření. Teplota byla zaznamenávána kamerou FLIR A615 po korekci na černé těleso. Graf porovnává hodnoty maximální teploty v oblasti očí, maximální teploty v oblasti obličeje a průměrné teploty v oblasti čela ve třech situacích. V prvním případě má testovaná osoba nasazené brýle (B), ve druhém případě není zakrytí obličeje přítomno (N) a ve třetí situaci je obličej testované osoby částečně zakryt rouškou (R).

Vliv zaostření na přesnost měření termokamery



Graf 8; Zdroj: Vlastní

Graf 8 zaznamenává rozdíly v měření teploty kamerou FLIR A615 ve dvou případech. V prvním byla kamera zaznamenávající teplotu zaostřena na testovanou osobu (A), ve druhém směřovalo zaostření kamery mírně mimo ohnisko (N). V obou variantách zaostření je v grafu zachycena maximální naměřená teplota oblasti očí, maximální naměřená teplota v oblasti tváře a průměrná teplota v oblasti čela.

DISKUZE

Hlavním cílem tohoto výzkumu bylo ověření možností a parametrů termografického měření osob za optimalizovaných podmínek. Zároveň jsem se snažila zjistit, jaké limity s sebou termodiagnostika nese, a jaké faktory mohou přesnost měření ovlivnit. Dále jsem se si kladla za cíl odpovědět na otázku, zda by tato metoda mohla být využitelná pro screening velkého počtu osob a stát se využitelným nástrojem pro včasné odhalení epidemií infekčních onemocnění. Nyní se zaměřím na analýzu.

Protože byly jednotlivé vyhodnocované oblasti do každého termosnímků vkládány zvlášť, nabízí se možná mírná variabilita při vyhodnocování oblastí u jednotlivých testovaných subjektů. Zároveň je zde riziko chyby při přepisování naměřených hodnot, protože naměřená čísla byla ručně přepisována do Excelu. Při vyhodnocování jednotlivých termosnímků byla zaznamenána různá teplota akrálních částí obličeje u jednotlivých osob, přesto, že byly minimálně po dobu 30 minut v místnosti s pokojovou teplotou a nemohlo se tedy jednat o vliv chladnější teploty mimo budovu. Důvodem těchto změn bylo pravděpodobně různé prokrvení jednotlivých částí obličeje, na něž může mít vliv stres, předchozí konzumace ostrého jídla nebo aplikace kosmetických přípravků. Rozdíly v teplotě jednotlivých částí obličeje byly patrné také u mužů, majících vousy, osob bez vlasů, u kterých jsem měla během vyhodnocování tendenci rozšiřovat elipsu pro měření obličeje i do oblasti čela a také u osob, jimž vlasy zakrývaly boční partie tváří.

Prvním z dílčích cílů této práce bylo ověřit za využití digitálního teploměru průměrnou teplotu testovaných osob, v oblasti podpaží. Toto měření prováděla každá měřená osoba sama a výsledky byly ihned po ukončení měření zaznamenány do Excelovské tabulky. Průměrná teplota, naměřená v oblasti podpaží dosahovala hodnoty 36,29 °C.

V rámci dílčího cíle č. 2 jsem porovnávala teploty, snímané pomocí termokamery FLIR A615 s teplotami, které si účastníci pokusu naměřili za pomoci digitálního podpažního teploměru. Bylo zjištěno, že IR teplota je i po korekci na černé těleso nižší než teplota, naměřená podpažním teploměrem. Důvodem je nejspíše velké množství faktorů, majících vliv na povrchovou teplotu lidské kůže. Ta se mění v závislosti na změnách teploty okolního prostředí mnohem rychleji, než je tomu u teploty v axile. Může se zde uplatňovat také vliv parametrů termokamery, jako je zaostření objektivu, rozlišení nebo vzdálenost termokamery od měřené osoby.

Vyhodnocení grafu, týkajícího se závislosti maximální teploty tváře a teploty v axile nám naznačuje možnou existenci závislosti maximální měřené IR teploty obličeje na teplotě měřené podpažním teploměrem, nicméně to nelze říci se stoprocentní jistotou, protože rozsah získaných dat není pro potvrzení této hypotézy dostatečný. Stejně tak mají naměřené teploty s ohledem na velikost změn příliš velký rozptyl, než aby bylo možné s jistotou tvrdit, že jsou na sobě závislé.

Co je naopak možné na základě grafu 4 s jistotou potvrdit je existující závislost maximální měřené IR teploty obličeje na teplotě pozadí. Přesnost měření termokamerou je negativně ovlivňována okolní teplotou a teplotou pozadí. Tento negativní vliv je možné významně redukovat využitím korekce měření termokamery vůči černému tělesu o známé teplotě (v rámci našeho měření mělo teplotu 40 °C). Ani po korekci na černé těleso však vliv teploty pozadí na výslednou naměřenou hodnotu zcela nezmizí.

Měření pomocí termokamery FLIR A615, zaměřené na detekci rozdílů mezi maximální teplotou v oblasti obličeje a maximální teplotou v oblasti očí ukázalo, že rozdíly mezi těmito teplotami jsou zcela minimální. Zatímco maximum teploty tváře naměřené pomocí infračervené termodiagnostiky dosahovalo hodnoty 35,7 °C ±0,36 °C, maximální teplota v oblasti očí byla 35,65 °C ±0,41 °C. Oproti tomu, průměrná teplota v oblasti čela (33,59 °C ±0,68 °C) dosahovala významně nižších hodnot než maximální teplota v obličeji i než teplota, naměřená pomocí digitálního teploměru v oblasti axily. Důvodem je s největší pravděpodobností vyšší teplota v oblasti očí, způsobená umístěním *a. angularis* v blízkosti kožního povrchu.

Tento fakt je nezbytné mít na paměti i při rutinním měření tělesné teploty infračervenými pistolovými teploměry v rámci nemocniční diagnostiky, protože při měření v oblasti čela a očí můžeme dostat dvě různé a často značně se lišící hodnoty. Proto bychom při jakékoli nejistotě ohledně možného zvýšení teploty pacienta při IR měření měli využít i jiné metody, nejčastěji pak přeměření lékařským teploměrem.

Dílčí cíl č. 3 měl za úkol určit, ve které části obličeje se nachází minimum a maximum naměřených teplot. Zatímco maximum se v 83 % snímků nacházelo v oblasti vnitřního koutku oka, místa naměřeného minima byla značně variabilní. Nejčastěji byla nejnižší teplota v oblasti obličeje lokalizována na bradě.

V rámci dílčího cíle č. 4 jsem se snažila o vzájemné porovnání maximálních naměřených teplot v oblasti tváře při použití kamery FLIR A615 a kamery LabIR s čipem Lepton.

Porovnání maximálních naměřených teplot v oblasti tváře obou typů kamer můžeme vidět v grafu 6. Maximální naměřená hodnota tváře pomocí kamery FLIR A615 dosahovala $35,7\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0,36\text{ }^{\circ}\text{C}$, zatímco maximum naměřené kamerou LabIR Lepton v téže oblasti bylo $36,51\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0,44\text{ }^{\circ}\text{C}$. Z grafu lze vyčíst, že posun naměřené hodnoty v oblasti očí, tváře a čela není konstantní. Není tedy závislý pouze na nastavení termokamery (v takovém případě by se všechny 3 výsledky měření kamerou FLIR lišily o stejnou hodnotu oproti výsledkům, zachyceným kamerou LabIR).

Z toho vyplývá, že posun naměřených hodnot je závislý i na dalších parametrech, jako je vzdálenost měřené osoby od termokamery, procento pozadí zahrnuté v obrazu, rozlišení atd. Z tohoto důvodu bude pro praktické využití termodiagnostiky nezbytná kalibrace nejen vůči černému tělesu, ale bude nutné vzít v úvahu i další parametry měření.

První výzkumná otázka je zaměřena na možné ovlivnění parametrů měření zakrytím obličeje testované osoby. Nemusí se jednat výhradně o zakrytí respirační rouškou. Roli může při běžném používání hrát také nošení brýlí nebo šála či šátek, zakrývající ústa v chladných zimních měsících. Graf 7, zaznamenává maximální naměřenou teplotu v oblasti očí, tváře a průměrnou teplotu v oblasti čela. V každé oblasti byla teplota měřena na nezakrytém obličeji, u osoby s nasazenými brýlemi a u osoby s obličejem zakrytým respirační rouškou. Z grafu 7 jasně vyplývá, že zakrytí obličeje má signifikantní vliv na přesnost měření. Zejména přítomnost brýlí je nežádoucí a všechny osoby, u nichž je měření prováděnou by si je měly sundat.

V rámci druhé výzkumné otázky jsem testovala míru vlivu zaostření termokamery na naměřené výsledky. Jak je patrné z grafu 8, zachycujícího teplotu v oblasti očí, čela a tváře nejprve při zaostření na měřenou osobu (A) a následně při zaostření mírně mimo ohnisko (N), nemá rozostření kamery (vlivem pohybu a pozice testovaných osob) na výsledky měření významnější vliv.

Výzkumná otázka č. 3 se zaměřuje na míru rozpoznatelnosti testovaných osob na pořízených snímcích. Považovala jsem za důležité do své práce tuto problematiku zahrnout, protože v dnešní společnosti sílí tlak na dodržení GDPR a v případě publikace výsledků měření by mohlo být napadnutelné zveřejnění snímku, na kterém je měřena osoba bez uděleného souhlasu zachycena. V rámci ověření rozpoznatelnosti osob na snímcích jsem porovnála civilní fotografie všech dvaceti osob, testovaných v mém výzkumu a v 80 % jsem byla úspěšná.

Domnívám se, že jsou-li termosnímký pořízeny striktně za účelem získání údajů o tělesné teplotě, není souhlas s GDPR nezbytný, pokud by ale měl být daný termosnímek využit v rámci prezentace (např na odborné konferenci či jako doplněk článku v odborném časopise), pak by bylo vhodné získat od osoby, vyobrazené na tomto termosnímkú souhlas.

Pomocí poslední výzkumné otázky jsem se snažila nalézt celkový přínos, který by z tohoto výzkumu měl plynout. Tato práce je výstupem první části dlouhodobého výzkumného projektu, zabývajícího se možnostmi termodiagnostiky ve zdravotnictví, zejména pak při monitoraci většího počtu osob v době výskytu epidemie či pandemie infekčního onemocnění. Výsledky tohoto výzkumu budou prezentovány v rámci odborných konferencí. Přínosem je zejména stanovení limitů termodiagnostiky a nalezení faktorů, které mohou měření ovlivňovat. Z proběhlých měření ale není možné jednoznačně vyvodit konkrétní závěry, a bude proto nezbytné provedení studie na větším vzorku testovaných osob.

ZÁVĚR

V této práci jsem si za hlavní výzkumný cíl stanovila ověření efektivity bezkontaktní infračervené termografie pomocí shromáždění a následného statistického zpracování údajů o tělesné teplotě, naměřených pomocí termokamery FLIR A615 a termokamery LabIR s čipem Lepton. Ze získaných výsledků je zřejmé, že kamera FLIR vykazuje solidní výsledky při měření v místnosti s relativně stálým prostředím (19-24 °C). Při větší změně teploty místnosti chyba měření narůstá. Během měření s kamerou LabIR Lepton bylo rovněž zjištěno, že při měření bez černého tělesa vykazují naměřené hodnoty signifikantně větší rozptyl než v případě, že byla korekce vůči černému tělesu využita.

V rámci používání různých typů kamer se v závislosti na jejich rozlišení, typu objektivu, konfiguraci měření a okolních podmínkách může lišit posun měřených hodnot od předpokládané správné hodnoty, a to i v situaci, kdy je měření kalibrováno za pomoci černého tělesa. Provedená studie ukazuje, že reálný limit přesnosti infračervené termodiagnostiky je při použití za semilaboratorních podmínek přibližně 0,5 °C. Při porovnávání jednotlivých oblastí v rámci obličeje lze říci, že maximální teplota tváře v průměru odpovídá maximální teplotě v oblasti očí. Teplota čela je oproti tomu o několik stupňů nižší.

Během teoretické části této bakalářské práce jsem se zabývala mechanismy, které mohou mít na teplotu lidského organismu vliv. Zmíněno bylo patologické narušení termoregulačních schopností organismu, negativní vliv zvýšené a snížené teploty na lidské tělo, a také možnosti, jak lze sníženou teplotu využívat v rámci zdravotnické praxe. Z hlediska zaměření práce na možnosti prevence šíření infekčních onemocnění byla důležitou součástí práce kapitola, týkající se infekčních onemocnění, jejich možných původců a cest přenosu, protože majoritní část horečnatých stavů je vyvolána právě infekčními onemocněními.

Závěrem lze říci, že měření pomocí infračervené termografie představuje funkční a efektivní metodu monitorace tělesné teploty, která pro měření s dostatečnou přesností vyžaduje vhodné podmínky. Měření může být ovlivněno řadou faktorů, a to jak ze strany termokamery, tak ze strany testovaných osob. Problémem jsou z mého pohledu nereálná očekávání, která na tuto metodu klademe. Její efektivní využití ve zdravotnictví je zcela jistě možné, ale pro

monitoraci velkého počtu osob je její využití značně komplikované a za současných podmínek jej nelze spolehlivě aplikovat. Způsob, jakým by tato metoda mohla být při prevenci epidemiologických hrozeb aplikovatelná je součástí dalšího výzkumu, ale je třeba si v tomto ohledu klást realistické cíle.

Tato práce je souhrnem první části výzkumu a slouží jako základ pro pokračující měření a vyhodnocování termogramů, pořízených v rámci COVID testů na ZČU a měření během vstupu do budovy. Výsledky této práce budou prezentovány na odborných konferencích.

SEZNAM ZDROJŮ

1. BARRAL, Jean-Pierre. *Manuální termodiagnostika*. 1. vydání. Přeložila J. ODEHNALOVÁ. Washington: Svítání plus, s. r. o., 2006. 150 s. ISBN: 80-86601-07-2
2. BARTŮNĚK, Petr a kol. *Vybrané kapitoly z intenzivní péče*. Praha: Grada Publishing a.s., 2016. ISBN: 978-80-247-4343-1
3. BENEŠ, Jiří. *Infekční lékařství*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009. 651 s. ISBN: 978-80-7262-644-1
4. BERNATOVÁ, Eva. *Příručka první pomoci pro celou rodinu*. Praha: Mladá fronta, 2014. 128 s. ISBN: 978-80-204-3396-1
5. BYDŽOVSKÝ, Jan. *Akutní stavy v kontextu*. Praha. TRITON, 2008. ISBN: 978-80-7254-815-6
6. BYLINKOPEDIE.CZ [Online] 2014-2017. [Citace: 26. 12. 2023.] Dostupné z: www.bylinkopedie.cz
7. CENDELÍN, Jan. *Patofyziologie termoregulace, horečka*. Ústav patofyziologie LF UK v Plzni, 2022. Výuková prezentace.
8. ČEŠKA, Richard a kol. *Interna*. Praha: TRITON, 2015. ISBN: 9788073878955.
9. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. Praha: Grada Publishing a.s., 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
10. GOERING, Richard. V. *Mimsova lékařská mikrobiologie*. 5. vydání. Praha: Triton, 2016. ISBN: 978-80-7387-928-0
11. GÖPFERTO VÁ, Dana, PAZDIORA, Petr, DÁŇOVÁ, Jana. *Epidemiologie, obecná a speciální epidemiologie infekčních nemocí*. 2. přepracované vydání. Univerzita Karlova v Praze: Karolinum, 2013. 223 s. ISBN: 978-80-246-2223-1
12. CHO, Zang-Hee, JONES, Joie. *Foundations of Medical Imaging*. Wiley, 1993. 586 s. ISBN: 047-15457-32
13. CHROBÁK, Ladislav a kol. *Propedeutika vnitřního lékařství*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2007. 244 s. ISBN: 978-80-247-1309-0
14. INFEKTOLOGIE.CZ [Online] 2014. [Citace: 23. 3. 2024] Dostupné z: [Pracovní skupina SIL pro infekce spojené se zdravotní péčí \(infektologie.cz\)](http://Pracovní skupina SIL pro infekce spojené se zdravotní péčí (infektologie.cz))

14. JIJI, Latif M. *Heat conduction*. Springer-Verlag Berlin and Heidelberg GmbH & Co. KG, 2009. 418 s. ISBN: 3642012663
15. JIRÁNKOVÁ, Adéla. 2022. *Monitorace tělesné teploty u pacientů v intenzivní péči* [online]. Ústí nad Labem. [cit. 2024-03- 019] Dostupné z: [Monitorace tělesné teploty u pacientů v intenzivní péči – Adéla JIRÁNKOVÁ \(theses.cz\)](#)
16. KAPOUNOVÁ, Gabriela. *Ošetrovatelství v intenzivní péči*. 2., aktualizované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978- 80-271-0130-6
17. KLENER, Pavel et al. *Vnitřní lékařství*. Praha: GALÉN a Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2005. ISBN: 978-80-7262-705-9 (Galén)
18. KÖNIGOVÁ, Radana a kol. *Komplexní léčba popálenin*. Praha. Grada Publishing, spol. s. r. o.,1999. ISBN: 80-7169-416-9
19. KUNEŠ, Josef, VESELÝ, Zdeněk, HONNER, Milan. *Tepelné bariéry*. 1. vydání. Praha: Academia, 2003. 296 s. ISBN: 80-200-1218-4
20. LANGMEIER, Miloš a kol. *Základy lékařské fyziologie*. Praha. Grada Publishing, a.s., 2009. ISBN: 978-80-247-2526-0
21. LOBOVSKÁ, Alena. *Infekční nemoci*. Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2002. ISBN: 80-246-0116-8
22. MICHÁLEK, Pavel a kol. *Základy anesteziologie a intenzivní medicíny*. Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, Praha, 2023. ISBN: 978-80-246-5169-9
23. MLÍKOVÁ SEIDLEROVÁ, Jitka a kol. *Úvod do vnitřního lékařství*. Praha: Triton, 2019. ISBN: 978-80-7553-724-9
24. MZCR.CZ [Online] 2016. [Citace: 15. 10. 2023.] Dostupné z: [Popáleninová centra – Ministerstvo zdravotnictví \(gov.cz\)](#)
25. NEČAS, Emanuel a kol. *Obecná patologická fyziologie*. Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, Praha, 2006. ISBN: 978-80-246-1291-1
26. PAPÁČEK, Miroslav a kol. *Zoologie*. Praha: Scientia, 2000. ISBN: 80-7183-203-0.

27. PÁRAL, Jiří a kol. *Chirurgická propedeutika*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2020. ISBN: 978-80-271—1235-7
28. PIZINGER, Karel, FIKRLE, Tomáš. *Dermatovenerologie*. Univerzita Karlova v Praze, Lékařská fakulta v Plzni. 2022. ISBN: 978-80-88120-29-2
29. PRŮCHA, Miroslav, FEDORA, Michal. *Sepse*. Praha: Maxdorf, 2015. ISBN: 978-80-7345-448-7
30. ROKYTA, Richard a kol. *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2015. ISBN: 978-80-247-4867-2
31. ROSINA, Jozef a kol. *Základy lékařské biofyziky pro studenty lékařských fakult*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2022. ISBN: 978-80-271-2574-6
32. ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia. Česká matice technická (Academia). 2006 ISBN 80-200-1308-3
33. ROZSYPAL, Hanuš. *Základy infekčního lékařství*. Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, Praha, 2015. ISBN: 978-80-246-2932-2
34. SILBERNAGL, Stefan, LANG, Florian. *Atlas patofyziologie*. Překlad 2. anglického vydání. Přeložila K. JANDOVÁ. Praha: Grada Publishing, a.s., 2012. 416 s. ISBN: 978-80-247-3555-9
35. SILBERNAGL, Stefan, DESPOPOULOS, Agamemnon. *Atlas fyziologie člověka*. Překlad 8. německého vydání. Přeložil O. KITTNAR. Praha: Grada Publishing, a.s., 2016. 448 s. ISBN: 978-80-247-4271-7
36. SVATOŠ, Josef. *Zobrazovací systémy v lékařství*. 1. vydání. České vysoké učení technické v Praze. Elektrotechnická fakulta. ČVUT, 1993. 241 s. ISBN: 80-01-01047-3
37. ŠEBLOVÁ, Jana, KNOR, Jiří. *Urgentní medicína v klinické praxi lékaře*. 1. vydání. Praha. Grada Publishing, a.s., 2013. 416 s. ISBN: 978-80-247-4434-6
38. ŠEVČÍK, Pavel a kol. *Intenzivní medicína*. Praha: GALÉN, 2014. ISBN: 978-80-7492-066-0

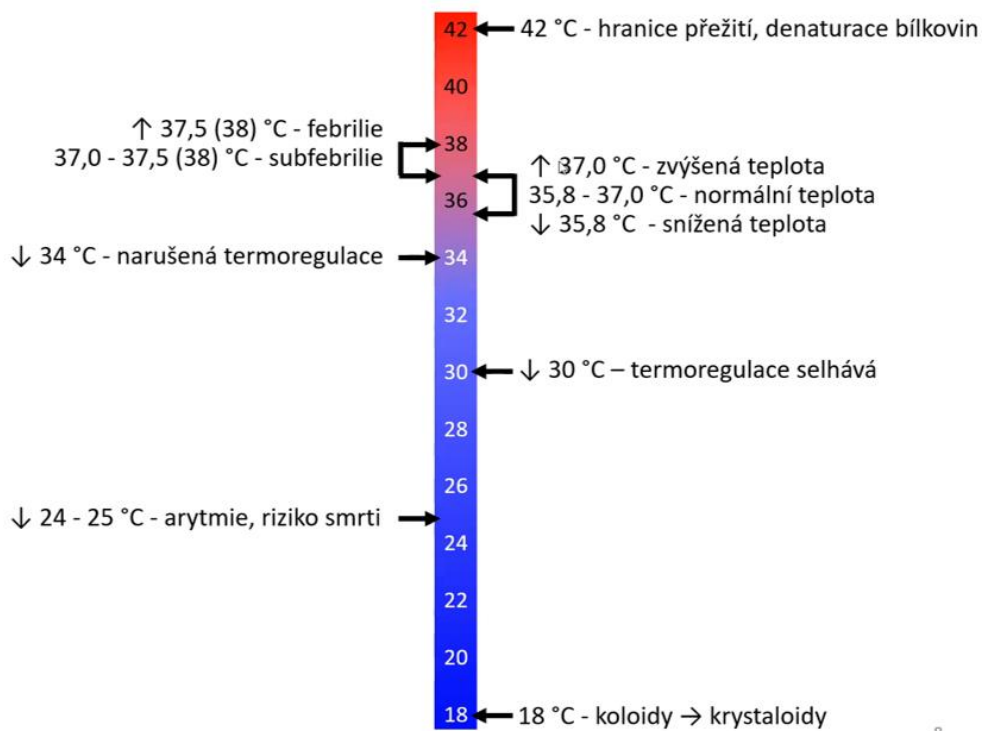
39. TROJAN, Stanislav a kol. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2003. ISBN 80-247-0512-5
40. VEDAZIVE.CZ [Online] 2016-2024. [Citace: 13. 12. 2023.] Dostupné z: Co vede zvířata k hibernaci a jak náročná pro ně je | VědaŽivě.cz (vedazive.cz)
41. VOTAVA, Martin, SLÍVA, Jiří. *Farmakoterapie v kostce*. Praha. TRITON, 2021. ISBN: 978-80-7553-893-2
42. VSEVED.CZ [Online] 2005-2011. [Citace: 15. 11. 2023.] Dostupné z: [estivace | Vševěd.cz \(vseved.cz\)](#)
43. WENDSCHE, Peter, VESELÝ, Radek. *Traumatologie*. Praha. Galén, 2019. ISBN: 978-80-7492-452-1
44. WIKIWAND.CZ [Online] 2018. [Citace: 21. 12. 2023.] Dostupné z: [Termoregulace živočichů - Wikiwand](#)

SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha A:** Schéma působení zvýšené a snížené teploty na lidský organismus.
- Příloha B:** Mapa rozmístění center popáleninové medicíny v rámci ČR.
- Příloha C:** Tabulky dle Lunda a Browdera k určení rozsahu popálenin.
- Příloha D:** Vzdušné lůžko, určené pro pacienty s těžkými popáleninami v oblasti zad
- Příloha E:** Teploměr digitální
- Příloha F:** Teploměr digitální, návod k použití.
- Příloha G:** Teploměr lékařský bezrtuťový.
- Příloha H:** Teploměr lékařský bezrtuťový, návod k použití.
- Příloha I:** Teploměr bezkontaktní infračervený.
- Příloha J:** Teploměr bezkontaktní infračervený, návod k použití.
- Příloha K:** Termokamera FLIR A615
- Příloha L:** Správný postup měření teploty digitálním teploměrem

PŘÍLOHY

Příloha A: Schéma působení zvýšené a snížené teploty na lidský organismus

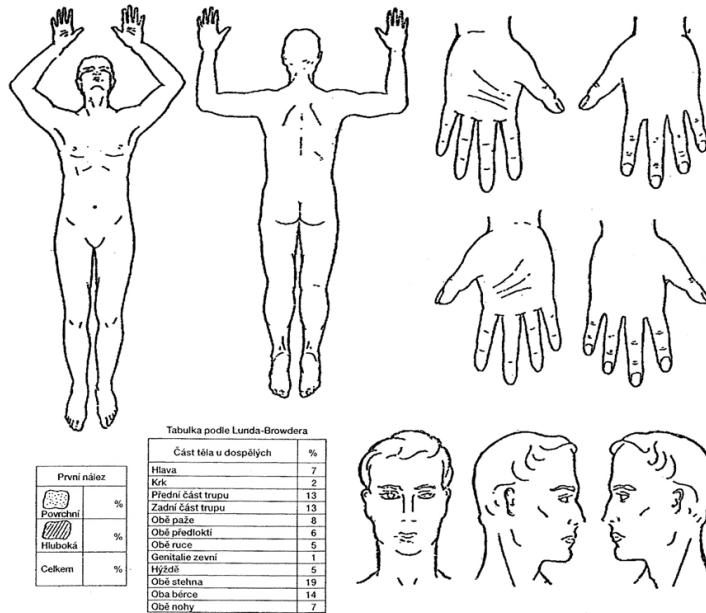


Příloha B: Mapa rozmístění center popáleninové medicíny v rámci ČR

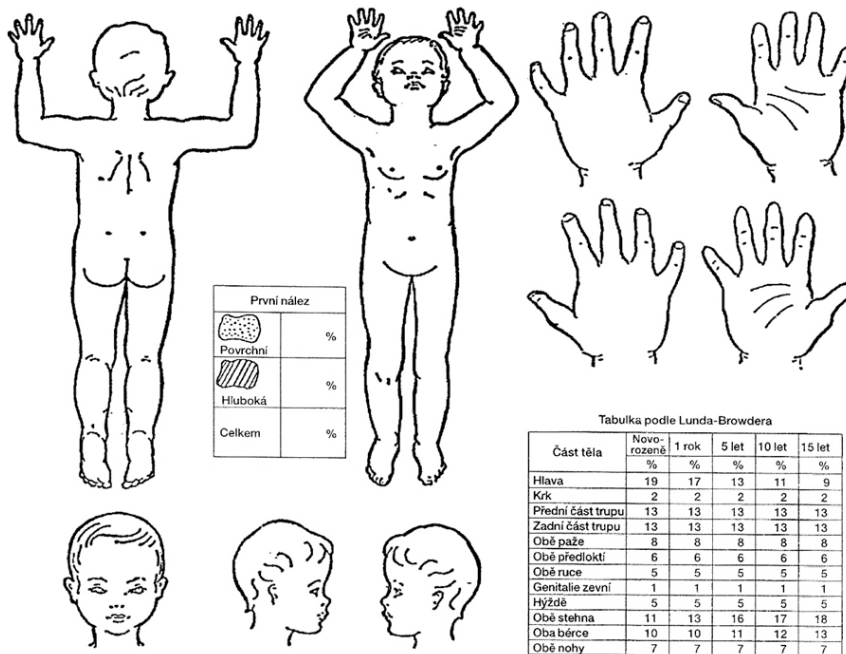


Zdroj: Vlastní

Příloha C: Tabulky dle Lunda a Browdera k určení rozsahu popálenin



Zdroj: WENDSCHE 2019. Str. 35



Zdroj: WENDSCHE, 2019. Str. 35

Příloha D: Vzdušné lůžko, určené pro pacienty s těžkými popáleninami v oblasti zad



Zdroj: **TOGEMO.NO** [Online] Dostupné z: [pearls00.jpg \(450×338\) \(togemo.no\)](#)

Příloha E: Teploměr digitální



Zdroj: NAVOD-K-OBSLUZE.CZ [Online] Dostupné z: [Obrázek produktu - Teploměr Thermoval Rapid \(navod-k-obsluze.cz\)](#)

Пříloha F: Teploměr digitální, návod k použití

Thermoval® rapid/kids/kids flex

Отеж для батареек
Winda na baterie
Přístrojka na
baterie
Compartiment
pentru baterii

Сверхбыстрый
датчик
Wyjątkowo duży
wykrywacz ciepłoty
Extra velký digitál
Extra mare de
afară

Измерительный
датчик
Сверх быстрый
Măsurător
Măsurător
Sensor de măsurare

Кнопка включения.
Простой и удобный
Таблица про
защиты от перегрева
Таблица ON/OFF

Наконечник
термометра
Средок телометру
Нокс термометра
Vârful termometrului

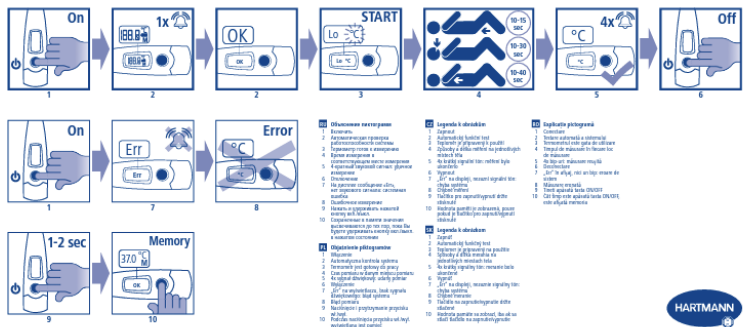
Thermoval kids flex
с 6-месячным
наконечником
с защитой от перегрева
и функцией памяти
с датчиком

Normal temperature

36.6 – 38.0 °C

35.5 – 37.5 °C

34.7 – 37.3 °C



- Область питания**
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
 - Аккумуляторная батарея
- Легенда к дисплею**
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
- Дисплей программы**
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
 - Температура
- Индикаторы**
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
- Индикаторы**
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор
 - Индикатор

Русский
Мы рады, что вы решили приобрести изделие фирмы HARTMANN.
Область питания
Следуйте инструкции по эксплуатации.
Легенда к дисплею
Температура
Температура
Температура
Температура
Температура
Температура
Температура
Температура
Температура
Температура

В течение дня (время)
В течение дня (время)
В течение дня (время)
В течение дня (время)
В течение дня (время)
В течение дня (время)
В течение дня (время)
В течение дня (время)
В течение дня (время)
В течение дня (время)

Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование

Материалы
Материалы
Материалы
Материалы
Материалы
Материалы
Материалы
Материалы
Материалы
Материалы

Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование

Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование
Использование

Zdroj: NAVOD-K-OBSLUZE.CZ [Online]. Dostupné z: NÁVOD K OBSLUZE Teploměr Thermoval Rapid

Databáze PDF návodů v češtině (navod-k-obsluze.cz)

Příloha G: Teploměr lékařský bezrtuťový



Zdroj: **BENU.CZ** [Online] Dostupné z: [Teploměr lékařský skleněný EXATHERM | BENU.cz](https://www.benu.cz)

Příloha H: Teploměr lékařský bezrtuťový, návod k použití

TEPLOMĚR LÉKAŘSKÝ BEZRTUŤOVÝ



Návod k použití

Classic TC-01

TECHNICKÉ ÚDAJE

Minimální rozsah měření: 35,0–42,0 °C

Rozlišení: 0,1 °C

Přesnost: + 0,1 °C / -0,15 °C

Provozní teplota: 20–42 °C

Teplota skladování: 20–42 °C

BEZPEČNOSTNÍ ZÁSADY

1. Vyvarujte se pádu teploměru a nevystavujte jej silným nárazům.
2. Teploměr neohýbejte a nekousejte do čidla.
3. Uchovávejte mimo dosah dětí.
4. Teploměry s poškozeným skleněným pláštěm dále nepoužívejte (hrozí riziko poranění).

METODY MĚŘENÍ TEPLOTY

Měření v ústech

Tato metoda poskytuje rychlé a přesné výsledky. Baňka teploměru (čidlo) je umístěna pod jazykem nalevo nebo napravo od kořene v jedné ze dvou sublingválních prohlubní. Za normální teplotu při použití této metody se obvykle považuje 37 °C (DOBA MĚŘENÍ 3–5 MINUT).

Měření v konečniku

Tato metoda je upřednostňovaný způsob měření teploty u dětí. Za tímto účelem je baňka teploměru (čidlo) zavedena do konečniku (cca 2 cm). Pro snadné a pohodlné zavedení je vhodné na hrot teploměru nanést pleťový krém nebo dětský olej. **PRERUŠTE MĚŘENÍ**, pokud zaznamenáte jakýkoliv odpor. Za normální teplotu při použití této metody se obvykle považuje 37,6 °C (doba měření 3–5 minut).

Měření v podpaží

Umístěte hrot teploměru do podpaží a přitiskněte paži pevně k tělu. Za normální teplotu při použití této metody se obvykle považuje 36,7 °C (doba měření 5 minut).

POZNÁMKA: Chcete-li předejít nepřesným údajům, zajistěte dobu měření nejméně 5 minut.

POZNÁMKA: Děti by měli celý proces měření teploty absolvovat v přítomnosti dospělé osoby.

POZNÁMKA: Všechny teploměry byly výrobcem zkontrolovány a splňují předepsanou toleranci chyby měření tohoto nástroje (+0,1 °C/-0,15 °C).

ZPŮSOB POUŽITÍ

1. Před zahájením měření se ujistěte, že indikační kapalina je pod první značkou, která je očíslována (mezi 35 °C a 36 °C).
2. Teploměr umístěte do příslušné polohy (do podpaží, do konečniku, do úst).
3. Teploměr potřebuje ke zjištění tělesné teploty cca 5 minut.
4. Po měření připravte teploměr k dalšímu použití. **K tomu je třeba uchopit teploměr za vrchní část a třepat s ním prudce pohyby zápěstím směrem dolů asi 15–20x tak, aby se kapalina sklepała zpět do baňky.**

POZNÁMKA: Pokud je teplota při skladování nižší než 20 °C, umístěte teploměr před použitím do teploty 20–30 °C na nejméně 1–2 hodiny nebo do teploty 30–35 °C na 10 minut.

POKyny PRO ČIŠTĚNÍ

Teplota čistícího nebo desinfekčního roztoku nesmí překročit 42 °C.

Teploměr očistěte studenou vodou a mýdlem nebo vatovým tamponem namočeným do alkoholu nebo teploměr ponořte do antiseptického roztoku. Pokud dojde k rozbití teploměru, uniklou kapalinu lze bez rizika odstranit pomocí běžných prostředků domácnosti (papírové utěrky, žínky apod.).

OMEZENÁ ZÁRUKA

Na tento teploměr se vztahuje záruka dva roky od data nákupu na vady způsobené výrobem při normálním použití v domácnosti. Tato záruka se vztahuje na všechny části teploměru. Nezahrnuje však škody na teploměru způsobené neodbornou manipulací.

Výrobce:

Jiangsu Yuyue Medical Instruments Co., Ltd.
No. 36 West Yandu Road, Yandu New District
224005 Yancheng, Jiangsu, China

Zástupce pro Evropu:

Wellkang Ltd t/a Wellkang Tech Consulting
Suite B, 29 Harley Street, London W1G 9QR, UK

Dovozce:

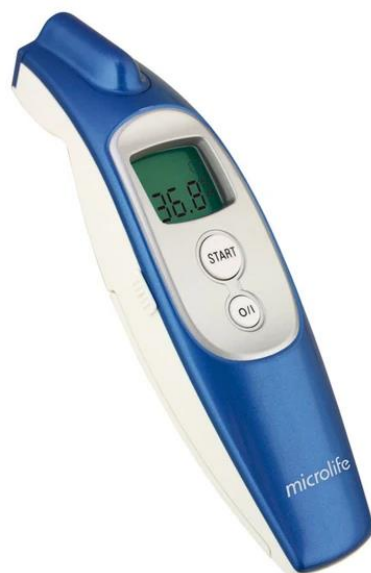
Celimed, s.r.o.
Sociální péče 3487/5a, 400 11 Ústí nad Labem
www.celimed.cz



Datum poslední revize textu: 04/2014
Vyrobeno v Číně.

Zdroj: OMRON.CZ [Online] Dotupné z: navod-teplomer-classic-t-01.pdf (krevni-tlak-omron.cz)

Příloha I: Teploměr bezkontaktní infračervený





Zdroj: **DRMAX.CZ** [Online] Dostupné z: [MicroLife NC 100 Teploměr digitální bezkontaktní \(drmax.cz\)](http://drmax.cz)

Příloha J: Teploměr bezkontaktní infračervený, návod k použití

Microlife Digitální bezdotykový teploměr NC 100

CZ

- | | |
|--|---|
| ① Měřicí snímač | ⑲ Změřená teplota je příliš nízká |
| ② Kontrolní světlo | ⑳ Teplota okolí je příliš vysoká |
| ③ Tlačítko START | ㉑ Teplota okolí je příliš nízká |
| ④ Displej | ㉒ Zobrazení chyby |
| ⑤ Tlačítko ON/OFF (ZAP/VYP) | ㉓ Prázdný displej |
| ⑥ Přepínání režimu | ㉔ Vybitá baterie |
| ⑦ Kryt prostoru pro baterie | ㉕ Výměna baterie |
| ⑧ Svítí všechny segmenty | |
| ⑨ Paměť | |
| ⑩ Připraveno k měření | |
| ⑪ Měření je dokončeno | |
| ⑫ Režim těla | |
| ⑬ Režim objektu | |
| ⑭ Indikátor vybité baterie | |
| ⑮ Možnost přepnutí na stupně Celsia nebo Fahrenheita |  Před použitím tohoto výrobku si pečlivě přečtěte návod. |
| ⑯ Režim vyvolání naposledy změněné hodnoty |  Pro měření tělesné teploty osob. |
| ⑰ Možnost vyvolání 30 naposledy změněných hodnot | |
| ⑱ Změřená teplota je příliš vysoká | |

Tento teploměr značky Microlife je kvalitní výrobek využívající nejnovější technologii a testovaný dle mezinárodních norem. Díky jedinečné technologii nabízí při každém měření stabilní údaj neovlivněný teplotou okolí. Přístroj při každém zapnutí provádí samočinný test, který zaručí vždy přesné měření.

Tento teploměr značky Microlife je určen k pravidelnému měření a sledování teploty lidského těla.

Tento teploměr byl klinicky testován a bylo prokázáno, že je při použití v souladu s návodem přesný a bezpečný. Pečlivě si přečtěte tento návod a seznáňte se se všemi funkcemi a bezpečnostními pokyny.



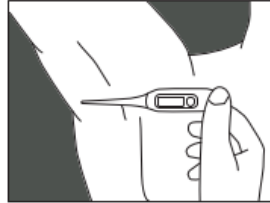
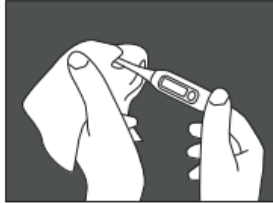
Příloha K: Termokamera FLIR A615



Zdroj: W-TECHNIKA.CZ [Online]. Dostupné z: [Stacionární termokamera FLIR A315 pro průmysl - W-Technika](#)

Příloha L: Správný postup měření teploty digitálním teploměrem

1. Vydesinfikujte teploměr a změřte si teplotu



2. Vydesinfikujte teploměr



3. Vložte teplotu do tabletu



Zdroj: Vlastní