



Česká metrologická společnost, z.s.

Novotného lávka 5, 116 68 Praha 1

tel/fax: 221 082 254

e-mail: cms-zk@csvts.cz

www.csvts.cz/cms

Metodika provozního měření

MPM 3.2.3/01/16

**MĚŘENÍ TEPLoty BEZKONTAKTNÍMI TEPLOMĚRY VE
ZDRAVOTNICTVÍ**

Praha

Říjen 2016

Vzorový metodický postup byl zpracován a financován ÚNMZ v rámci Plánu standardizace – Program rozvoje metrologie 2016

Číslo úkolu: VII/3/16

Zadavatel: Česká republika – Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, organizační složka státu

Řešitel: Česká metrologická společnost

© ÚNMZ, ČMS

Neprodejné: Metodika je volně k dispozici na stránkách ÚNMZ a ČMS. Nesmí však být dále komerčně šířena.

1 Předmět metodiky

Princip bezdotykového měření teploty se řídí zcela jinými zákonitostmi, než klasické kontaktní měření. Bez znalosti některých údajů, které souvisejí se specifikací bezdotykového teploměru (dále IRT), je měření velmi problematické, ne-li nemožné. U bezdotykových teploměrů, určených k měření tělesné teploty, většina výrobců tyto údaje neuvádí. Normativní předpisy požadují přesnost měření tělesné teploty pomocí IRT v rozmezí $\pm(0,2 \text{ až } 0,3) \text{ } ^\circ\text{C}$. Tato přesnost je ale obtížně dosažitelná jak v laboratorních, tak v provozních podmínkách měření. Metodický postup stanovuje základní zásady používání IRT při měření tělesné teploty a snaží se o objektivní přístup k tomuto způsobu měření teploty.

2 Související normy a metrologické předpisy

ČSN EN 980 (850005)	Grafické značky pro označování zdravotnických prostředků (zrušena k 1. 1. 2013, nahrazena [L2])	[L1]
ČSN EN ISO 15223-1 (850005)	Zdravotnické prostředky - Značky pro štítky, označování a informace poskytované se zdravotnickými prostředky - Část 1: Obecné požadavky	[L2]
ČSN EN 1041 (855201)	Informace poskytované výrobcem zdravotnických prostředků	[L3]
ČSN EN 60601-1-1 ED.2 (364800)	Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1-1: Všeobecné požadavky na bezpečnost - Skupinová norma: Požadavky na bezpečnost zdravotnických elektrických systémů	[L4]
ČSN EN 60601-1-2 ED.2 (364801)	Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1-2: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost - Skupinová norma: Elektromagnetická kompatibilita - Požadavky a zkoušky	[L5]
ČSN EN 12470-5 (258195)	Klinické teploměry - Část 5: Vlastnosti infračervených ušních teploměrů (s maximálním zařízením) – zrušena 31. 10. 2015, nahrazena [L7]	[L6]
ČSN EN ISO 80601-2-56 (364801)	Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-56: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost lékařských teploměrů pro měření tělesné teploty	[L7]
ČSN EN ISO 13485 (855001)	Zdravotnické prostředky - Systémy managementu jakosti - Požadavky pro účely předpisů	[L8]
ASTM E1965 - 98(2009)	Standard Specification for Infrared Thermometers for Intermittent Determination of Patient Temperature	[L9]
93/42/EHS	SMĚRNICE RADY 93/42/EHS ze dne 14. června 1993 o zdravotnických prostředcích ve znění M5 směrnice č. 2007/47/EC (2007)	[L10]

Použitá literatura:

- Dokument OIML D 24 Total radiation pyrometers (1996) [L11]
- VDI/VDE 3511 Radiation termometry – Calibration of radiation thermometers (2004) [L12]
- Zpravodaj fy OMEGA č.1, 2. vydání Bezdotykové měření teploty (<http://www.newport.cz>) [L13]
- Dokument EA 4/02 M (2013): Vyjadřování nejistot měření při kalibracích [L14]
- CCT-WG5 on Radiation Thermometry Uncertainty Budgets for Calibration of Radiation Thermometers below the Silver (2008) [L15]
- DAVIE, Andrew, John AMOORE, Gerald W. ESPICH a E54 Best practice in the measurement of body temperature. *Nursing Standard*. 2010, vol. 24, issue 42, s. 42-49. DOI: 10.1520/e2902-12. [L16]
- COMMITTEE Joan L Robinson, Hsing Jou, Donald W Spady David Skalický Accuracy of parents in measuring body temperature with a tympanic thermometer; *BMC Family Practice* 20056:3 BioMed Central Ltd. 2005 [L17]
- Jiří Mezera Metodika bezkontaktního měření teploty; VUT Brno 2014 (bakalářská práce) [L18]
- Princip bezdotykového měření teploty Přesnost měření teploty těla infračervenými technologiemi; VUT Brno 2015 (bakalářská práce) [L19]
- Návod k používání lékařských IRT teploměrů <http://www.qtest.cz/bezdotykovye-teplomery/bezdotykovye-mereni-teploty.htm> [L20]
- THERMOFOCUS 1500 (verze nespecifikována, CE 0051) [L21]
- GERATHERM GT,101 (verze 16.06.2011, CE 0118)
- THERMOFLASH LX-26 (verze V15 200904, CE 0482)
- SOLID DT 1010 (verze nespecifikována, CE 0123)
- CEMIO Metric 308 SMART HW-2 (verze V1.0 2013-08-01, CE 0499)
- HELPMATION RC 008 (verze nespecifikována, CE 0123)
- BEURER Medical FT 70 (verze FT70-1211_C2, CE 0483)
- NUBECA RT 083 (verze 23.4.2010, CE 0197)
- SILVER CREST KH 8105 (verze KH8105-10/2010-V2, CE 0123)
- BABY FAALIN TOP-162A (verze ani CE neuvedeny)
- HARTMANN THERMOVAL DUO SCAN (verze 2012-05, CE 0123)

3 Kvalifikace pracovníků provádějících měření

Kvalifikace pracovníků provádějících bezdotykové měření tělesné teploty je dána příslušným předpisem organizace. Tito pracovníci se seznámí s metodickým postupem upraveným na konkrétní podmínky daného pracoviště provádějícího měření a případnými (interními) souvisejícími předpisy.

Doporučuje se potvrzení odborné způsobilosti těchto pracovníků prokázat vhodným způsobem, například osvědčením o interním zaškolení, o absolvování odborného kurzu, v krajním případě certifikátem odborné způsobilosti. Úroveň školení závisí na zařazení pracovníka a důležitosti prováděné měřicí operace.

Klinické měření tělesné teploty je nejčastěji prováděno zdravotnickým personálem, jehož školení se řídí zdravotnickými předpisy. Při domácím měření teploty je nezbytné postupovat v souladu s manuálem použitého typu teploměru.

4 Názvosloví, definice

IRT – bezkontaktní teploměr, který měří povrchovou teplotu těles na základě tepelného infračerveného záření vysílaného povrchem těla (předmětu) a přijímaného senzorem IRT (detektorem).

Infračervené záření – část spektra elektromagnetického záření v rozsahu vlnových délek 0,7 μm až 1 mm; část rozsahu (7 až 14) μm je nejčastěji využívána v infračervené termometrii.

Černé těleso – těleso, které dokonale pohlcuje veškeré dopadající tepelné záření nezávisle na úhlu dopadu a vlnové délce a které zároveň při každé vlnové délce vyzařuje maximální energii bez ohledu na použitý materiál tělesa (jeho *emisivita* je prakticky rovna 1 na všech vyzařovaných vlnových délkách).

Emisivita – představuje poměr vyzařování tepelného zářiče vůči vyzařování černého tělesa při téže teplotě a značí se ε (-). Emisivita tedy poměrově vyjadřuje zhoršení vyzařovacích vlastností zdroje ve srovnání s absolutně černým tělesem. Emisivita nabývá hodnot od 0 do 1 (absolutně černé těleso). Emisivitu povrchu tělesa je důležité znát při bezdotykovém měření teploty. Tato vlastnost závisí na typu materiálu zdroje, dále na vlastnostech povrchu zdroje, vlnové délce, teplotě materiálu a směru vyzařování.

Šedé těleso – těleso, jehož ε je menší než 1, ale je konstantní pro všechny vlnové délky.

Selektivní zářiče – tělesa, pro které se ε mění v závislosti na vlnové délce. Většina reálných materiálů vykazuje vlastnosti selektivních zářičů a jejich emisivita se pohybuje v rozmezí 0,90 až 0,95.

Optické rozlišení D:S – základní parametr pyrometrů. Definuje poměr mezi vzdáleností od měřeného objektu a průměrem měřené plochy. Čím větší je hodnota optického rozlišení, tím je menší měřená plocha při stejné vzdálenosti anebo je možno měřit stejně velkou plochu, ale z větší vzdálenosti.

Stefan-Boltzmannův zákon – infračervené záření vyzařuje každé těleso, které má teplotu vyšší než absolutní nula (0 K). Stefan-Boltzmannův zákon nám udává intenzitu vyzařování pro danou teplotu v celém rozsahu vlnových délek a definuje její závislost na čtvrté mocnině absolutní teploty T (K):

$$M_0 = \sigma T^4$$

kde σ je Stefanova-Bolzmannova konstanta, která má hodnotu $5,6697 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$.
Pro šedá tělesa pak platí vztah:

$$M_0 = \varepsilon \sigma T^4$$

Pro absolutní (termodynamickou) teplotu platí vztah: $T (\text{K}) = t (^\circ\text{C}) + 273,15$

Planckův vyzařovací zákon – říká, že záření o frekvenci f může být vyzařováno nebo pohlcováno pouze po kvantech energie o velikosti $E = hf$, kde h představuje Planckovu konstantu, která má hodnotu $h = (6,6256 \pm 0,0005) \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$. Tento zákon lze matematicky vyjádřit vztahem:

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

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

T – teplota objektu (K),

λ – vlnová délka záření (m),

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

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

Wienův zákon posuvu – maximální hodnota spektrální hustoty zářivého toku se s rostoucí teplotou posouvá ke kratším vlnovým délkám:

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

kde λ_{max} je maximální vlnová délka pro vyzařování.

První Kirchhoffův zákon – zabývá se interakcí záření s objektem a udává, že součet reflektance (odrazivosti) r , absorpance (pohltivosti) a a transmitance (propustnosti) t daného objektu je vždy roven jedné:

$$r + a + t = 1$$

Druhý Kirchhoffův zákon – říká, že objekt je tak dokonalým zářičem, jak dovede záření pohlcovat, a tedy platí:

$$\varepsilon = a$$

Lambertovský zářič – zdroj, jehož zářivost je ve všech směrech stejná, dokonale difuzní zdroj záření vzhledem k okolí.

5 Měřidla a pomocná měřicí zařízení

Při praktickém měření tělesné teploty se žádná další měřidla nebo pomůcky nepoužívají. V případě referenčních měření pro účely např. klinických studií, testování přístrojů v laboratorních podmínkách apod., by měly být kontrolovány měřitelné ovlivňující veličiny. Jedná se především o teplotu okolí (vhodný je digitální teploměr s odporovým snímačem teploty a rozlišením min. $0,1 \text{ } ^\circ\text{C}$) a relativní vlhkost vzduchu prostředí (digitální vlhkoměr s kapacitním nebo odporovým snímačem vlhkosti a rozlišením min. $1 \text{ } \% \text{ RH}$). Nejpresnější aplikace by vyžadovaly i měření čistoty ovzduší, rychlosti proudění vzduchu, eliminace parazitních zdrojů tepla apod.

Teploměry je nezbytné udržovat v naprosté čistotě, tento požadavek je zcela zásadní u optiky přístrojů. Choulostivé jsou především ušní IRT, kde musíme mít vždy dostatek výměnných krytů optiky, a jejich výměny musíme důsledně provádět po každém měření.

Riziko zanesení infekce při nedodržení tohoto požadavku je podstatně vyšší, než u teploměrů čelních. Čištění optiky je popsáno v kapitole 9.

Poznámka: Všechna použitá měřidla a pomocná měřicí zařízení musí být navázána na etalon vhodného rozsahu a přesnosti a musí mít platnou kalibraci.

6 Obecné podmínky měření – veličiny ovlivňující výsledky měření

(Zpracováno podle [L19])

Neochlupený suchý rovinný povrch lidského těla se ve spektrální oblasti nad $6 \mu\text{m}$ chová jako téměř dokonalé černé těleso, nezávisle na barvě pokožky. Pro velmi přesná měření ho ale musíme považovat za šedý zářič s $\varepsilon = 0,97$ až $0,99$. Jako selektivní zářič se lidské tělo chová ve spektrálním intervalu (3 až $6 \mu\text{m}$). Pro vlnové délky kratší než $3 \mu\text{m}$ je povrch kůže částečně transparentní. Lidská pokožka nevyzařuje teplo rovnoměrně do okolí. Tuto skutečnost je v praxi nutné brát v úvahu, svírá-li povrch kůže s optickou osou IRT úhel větší než (35 až 40)°.

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

Pro vlastnosti snímaného povrchu – kůži platí, že nad $6 \mu\text{m}$ leží koeficient emisivity suchého neochlupeného rovinného povrchu v rozmezí $0,97$ až $0,99$. Lidská kůže není v tomto spektrálním intervalu pro IR transparentní, lze ji proto považovat za matný materiál s koeficientem reflexe $r = 1 - \varepsilon$.

I když je hodnota reflexe r velmi malá (1 až 3%), může do značné míry ovlivnit obraz povrchového teplotního reliéfu kůže. Při zkoumání topologie snímaného povrchu vzhledem k optické ose IRT bylo zjištěno, že lidská pokožka není ideální Lambertovský zářič. Pro praktické aplikace je chyba vyhodnocení povrchové teploty významná při úhlu $\alpha \geq 45^\circ$, kdy dosahuje cca $0,5$ až $0,8$ °C. Teplota vnějšího prostředí má pro lékařskou termografii mimořádný význam. Organismus se může nacházet ve třech teplotních oblastech:

- neutrální prostředí,
- chladné prostředí,
- teplé prostředí.

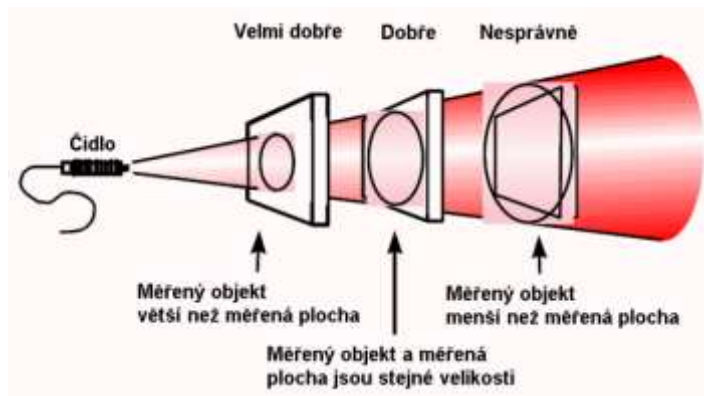
V neutrálním prostředí se výrazně nestimulují autoregulační mechanismy organismu, organismus má nejnižší úroveň metabolismu. Pro obnaženého člověka nastává při teplotě do cca 30 °C a proudění vzduchu menším než 1 m·s⁻¹. Chladné prostředí stimuluje chladové termoreceptory, nastává vasokonstrikce (stažení povrchových cév). Kontrast povrchového teplotního reliéfu je maximální při teplotě prostředí cca (18 – 22) °C. V teplém prostředí nad 30 °C se stimulují termoreceptory tepla, kožní cirkulace je vydatná následkem vasodilatace. Pokud nestačí takto zvýšený odvod tepla, nastává intenzivní pocení spojené s evaporací, které způsobuje změnu emisivity povrchu kůže a znehodnocuje tak obraz povrchového teplotního reliéfu.

Vnější zdroje infračerveného záření a radiace pozadí mohou mít vliv buď přímý (zářivý tok dopadá přímo na detektor IRT) nebo nepřímý (zářivý tok je odražen povrchem kůže a následně detekován IRT). Proudění vzduchu ovlivňuje ztrátu tepla z povrchu, tím pádem i výsledný povrchový teplotní reliéf. Je-li snímáný objekt bez pohybu, ustálí se kolem povrchu těla vzdušná obalová vrstva, která těsně obklopuje kůži. Od povrchu kůže je ve vzdálenosti 1 – 2 cm dosaženo teploty okolního prostředí. Dojde-li vlivem umělého proudění vzduchu k místnímu narušení vzdušné obalové vrstvy, dojde v daném místě ke změně tepelné zátěže a k narušení ustáleného teplotního reliéfu kůže. Jsou-li však dodrženy při vyšetření klidové podmínky, teplotní reliéf není prakticky narušen. Při snímání povrchového teplotního reliéfu je potřeba dále dodržet, aby vlhkost vzduchu nepřekročila 70 % a aby byla zajištěna dostatečně dlouhá aklimatizační doba (cca 20 minut). I přesto však mohou vzniknout artefakty vlivem topologie cévního řečiště, složení a perfuze tkáňových vrstev, změn emisivity (make up, pot, krém atd.), jakýchkoliv vnějších fyzikálních stimulů (chlad, teplo, tlak atd.), chemických stimulů (farmaka ovlivňující metabolismus, hormonální soustavu, nervovou soustavu, psychofarmaka atd.) a psychických stimulů (bolest, stres atd.). [L17]

Nejčastější zdroje ovlivňující kvalitu měření jsou [L18]:

- nejistota vlivem chybně stanovené emisivity patří k nejčastějším nepřesnostem při bezkontaktním měření teploty. Nejistota vlivem chybné emisivity je závislá na šíři pásma vlnových délek, které daný pyrometr měří (čím širší pásmo, tím větší nejistota) a na měřené teplotě,
- nejistota vlivem stavu prostředí – tato nejistota se projevuje zejména při větších vzdálenostech mezi pyrometrem a měřeným objektem. Zeslabení zářivého toku je jednak způsobeno přímou absorpcí okolní atmosféry a jednak se část infračerveného záření rozptýlí na aerosolech, molekulách plynů atd.,
- nejistota způsobená nerespektováním odraženého záření – při dopadu zářivého toku na detektor pyrometru dojde k jeho pohlcení, ale i částečnému odrazu. Tento odražený zářivý tok opět dopadá na měřený objekt, kde dochází k jeho částečnému odrazu. Detektor poté detekuje jednak zářivý tok z měřeného objektu, ale i svůj vlastní odražený zářivý tok. Podobně mohou měření ovlivnit i okolní objekty, jejichž emisivita není nulová. Významnou roli může hrát i proudění, které způsobuje ztrátu tepla na povrchu měřeného objektu,
- nejistota způsobená nerespektováním optického rozlišení D:S - každý výrobce pyrometru udává optické rozlišení D:S. Toto optické rozlišení je nutné dodržet, pokud by měřená plocha byla větší, než je měřený objekt, měřili bychom kromě teploty objektu i teplotu za objektem. Proto je nutné, aby měřený objekt vyplňoval celou měřenou plochu (viz obr. 1). Většina průmyslových pyrometru je vybavena

zaměřovacím laserem, který pomáhá jednak tomu, aby měřený objekt pokrýval celou měřenou plochu a jednak výrazně pomáhá pro zaměření pohybujících se objektů. U lékařských teploměrů se ale většinou nepoužívá a díky špatnému optickému rozlišení je nutné měření z velmi malé vzdálenosti.



Obrázek č. 1: Vliv optického rozlišení IRT [L20]

7 Metrologické meze využití metody měření [dle L19]

Infračervený ušní teploměr

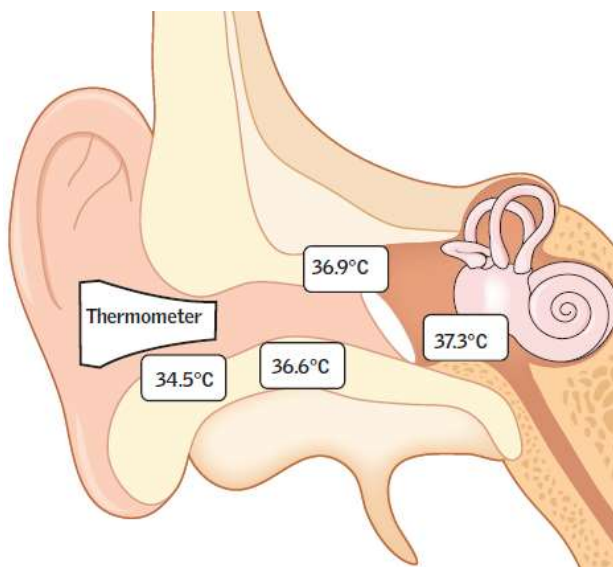
Ušní teploměry detekují infračervené záření emitované z vnějšího zvukovodu a z ušního bubínku. Ušní bubínek byl přijat jako místo měření, protože jeho krevní zásobení z vnitřní krkavice by mělo odrážet teplotu v hypotalamu, který reguluje tělesnou teplotu. Nicméně prokrvení je složitější než způsob, jakým vnější krkavice dodává krev ušnímu bubínku. Mechanismus, kterým je tělesná teplota řízena, není také nezbytně spojen s teplotou hypotalamu samotného.

Tepelná energie naměřená sondou teploměru závisí na anatomii ucha, konstrukci teploměru a na umístění sondy v uchu. Pro správné měření je nutné správné zavedení sondy (viz obr. 2). Tahem za ušní boltec směrem nahoru dojde k napřímení zvukovodu a vlnovodem bude procházet požadované tepelné záření bubínku. Výrobci teploměrů doporučují měřit teplotu stále ve stejném uchu (levém či pravém) z důvodu jejich možné rozdílnosti a u pacientů, kteří na daném uchu leželi, vyčkat před měřením alespoň 10 minut pro ustálení teploty.

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

s dezinfekčním roztokem, např. 70 % roztokem etanolu.

Měření teploty ušními teploměry vyžaduje značnou zkušenost. Nesprávné použití může jednak působit invazivním dojmem (bolestivý tlak na zvukovod), jednak podává špatné výsledky měření. Tabulka 1 ukazuje rozdíly mezi výsledky, které naměří laik (rodič dítěte) a profesionál (zdravotní sestra). Současně demonstruje rozdíly při použití ušních teploměrů v takzvaném HOME provedení (určeno pro domácnost) a PROFESIONAL verzi (určeno do klinické praxe). Oba typy se mezi sebou liší především tím, že profesionální provedení absolvuje před uvedením na trh rozsáhlejší klinické zkoušky.



Obrázek č. 2: Teplotní profil ušního kanálu (převzato z [L16])

	Průměrný rozdíl včetně nejistoty (°C)	Rozmezí absolutního rozdílu (°C)	% měření s absolutním rozdílem větším než 0,5 °C
Rodič versus zdravotní sestra, domácí ušní IRT, všechny děti $n = 60$	$0,44 \pm 0,61$	0,0 až 3,1	33 %
Rodič versus zdravotní sestra, domácí ušní IRT, děti bez horečky $n = 43$	$0,44 \pm 0,65$	0,0 až 3,1	35 %
Rodič versus zdravotní sestra, domácí ušní IRT, děti s horečkou $n = 17$	$0,45 \pm 0,51$	0,1 až 1,9	29 %
Zdravotní sestra s domácím ušním IRT versus tatáž sestra s klinickým ušním IRT $n = 60$	$0,24 \pm 0,22$	0,0 až 1,0	13 %
Rodič s domácím ušním IRT versus zdravotní sestra s klinickým ušním IRT $n = 60$	$0,51 \pm 0,63$	0,0 až 3,4	72 %

Tabulka č. 1: Rozdíly při použití ušních IRT (dle [L17])

Infračervený čelní teploměr

Čelní teploměry měří teplotu na povrchu čela a v jeho okolí. Teploměr měří infračervené záření generované ze spánkové tepny. Teploměrem se pohybuje od čela ke spánku přes

spánkovou tepnu a jsou hledány maximální hodnoty. Algoritmus pak vypočítá teplotu během několika vteřin. Tyto algoritmy jsou založeny na údajích z klinických studií, a proto se mezi výrobci liší. Pro vymezení měřené oblasti jsou infračervené teploměry někdy vybaveny laserovým zaměřovačem, který uživateli umožní zacílit měřenou oblast mnohem rychleji a přesněji. Díky tomuto zaměřování může být teplota měřena například spícím dítěti v noci během spánku nebo neklidnému pacientovi. Bezkontaktní teploměry nepřicházejí do přímého kontaktu s pacientem a tím pádem je redukováno riziko přenosu infekce. Důsledné dodržování čistoty optiky je zásadním předpokladem správného měření samozřejmě spolu s dodržováním všech zásad uvedených v tomto postupu.

Bezkontaktní infračervený teploměr se zdál být slibnou alternativou měření teploty pro screeningová měření (např. při měření teploty na letištích jako prevence mezinárodního přenosu nemocí) nebo pro záznamy teploty u dětí, protože tato metoda je rychlá, neinvazivní, nevyžadující sterilizaci a není na jedno použití. Velké množství ovlivňujících parametrů měření spolu s nejistotou měření, která vyplývá ze samotného principu bezdotykového způsobu měření teploty, tento optimismus ale nesdílí (viz kapitola 6 a 10).

8 Kontrola měřidla před použitím a příprava na měření

Zásady použití teploměrů jsou průběžně uvedeny v jednotlivých kapitolách postupu. Před měřením je nutné kontrolovat čistotu činných částí teploměru, stav baterie měřidla, zajistit temperování teploměru na teplotu okolí v místě měření. Teploměr nesmí být mechanicky poškozený, všechny segmenty displeje teploměru musí být funkční (automatická kontrola po zapnutí teploměru). Čištění teploměru je popsáno v následující kapitole postupu. Doporučeno je také kontrolní měření např. měření vlastní teploty uživatele. V klinické praxi musí být zajištěna kontrola platnosti metrologické návaznosti měřidla (dvouletá lhůta ověření stanoveného měřidla platí dle vyhlášky 345/2002 Sb. v platném znění). Měřidlo, které vykazuje takové nedostatky, které by mohly ohrozit správnost měření, nelze dále k měření používat.

9 Postup měření

Lidské tělo reguluje tělesnou teplotu na požadovanou hodnotu – teplota v průběhu dne kolísá až o 2 °C. Teplota uvnitř těla (teplota jádra lidského těla) a teplota na povrchu těla se navíc liší. Žádná „normální“ tělesná teplota tak neexistuje, závisí vždy na místě měření. Na tělesnou teplotu má vliv také vnější teplota, dále věk, stres, délka spánku, hormonální činnost a tělesná aktivita. Zatímco skleněný a digitální kontaktní teploměr měří teplotu lidského těla přímo, při měření teploty v uchu a na čele se zjišťuje teplota jádra nepřímo prostřednictvím infračerveného tepelného záření vydávaného lidským tělem. Ta se může i při správně provedeném měření mírně lišit od teploty naměřené v konečniku, v ústní dutině nebo v podpaží s pomocí kontaktního digitálního teploměru. Během života může průměrná tělesná teplota klesnout až o 0,5 °C.

Každý IR teploměr musí mít v příloženém návodu podrobně popsany způsob měření tělesné teploty. Přístroje s kombinovaným módem měření odlišují způsob měření nejčastěji

grafickými symboly (ušní měření = symbol ucha, čelní měření = symbol hlavy). Pro všechny typy IRT platí řada zásad správného měření, které lze shrnout následovně:

- minimálně 30 minut před zahájením měření by se měl pacient i teploměr nacházet v místnosti s konstantní teplotou (temperace teploměru 15 až 30 minut při rozdílné teplotě prostředí je nezbytná),
- abyste u měření následujících po sobě dosáhli co nejvyšší přesnosti, vyčkejte minim. 30 sekund mezi dvěma měřeními,
- po výměně baterie vyčkejte nejméně 10 minut, než začnete měřit,
- teplotu kojence neměřte během kojení ani bezprostředně po kojení,
- nepoužívejte teploměr v prostředí s vysokou vlhkostí vzduchu,
- respektujte vždy rozsah pracovních resp. skladovacích teplot dle návodu výrobce,
- chraňte přístroj před extrémními teplotami, nárazy a pády, silným slunečním zářením, přímým kontaktem s vodou,
- před měřením odstraňte z čela pot, vlasy kosmetické prostředky a nečistoty,
- ujistěte se, že cévní systém na čele resp. v oblasti spánkové tepny není zasažen sklerotickými změnami (nedostatečné prokrvení měřicí oblasti),
- obroučky brýlí, některé typy tetování, piercing či jiné kovové předměty zkreslují tepelné poměry měřené oblasti; nutno volit vhodnější způsob měření,
- nelze-li měřit IR teploměrem na čele, je někdy možné náhradní měření za ušním lalůčkem nebo v jiném definovaném místě těla, ale nebývá garantována stejná přesnost,
- chraňte výrobek před blízkým elektromagnetickým polem (např. rozhlasového přijímače, mobilních telefonů a jiných elektrických přístrojů),
- použití teploměru v nepřiměřených podmínkách (ventilace vzduchu, prach, parazitní tepelné zdroje či zdroje záření) může vést k chybnému měření,
- před nebo během měření by pacient neměl pít, jíst a provozovat sportovní aktivity,
- neměřte čelní teplotu ihned po sejmutí pokrývky hlavy,
- při skenování teploty odstraňte měřicí přístroj z měřené oblasti až po zaznění konečného signálního tónu příp. po zhasnutí LED kontrolky,
- jedno měření teploty na čele je nedostatečné, význam má pouze měření opakované,
- měřte teplotu vždy na stejném místě, jinak je možné, že naměřené hodnoty budou kolísat,
- po spaní se doporučuje s měřením teploty pár minut počkat,
- neměřte teplotu bezprostředně po sprchování, plavání atd., když je ucho nebo čelo mokré,
- v následujících případech se doporučuje provést min. tři měření teploty a za výsledek měření považovat nejvyšší naměřenou hodnotu, příp. provést kontrolní měření kontaktním teploměrem:
 - a) u novorozenců během prvních 100 dní,
 - b) u dětí mladších 3 let s oslabeným imunitním systémem, u kterých je rozhodující vědět, zda teplotu mají či ne,
 - c) u uživatelů, kteří ještě nejsou seznámeni s přístrojem do té doby, dokud nebudou získávat konstantní naměřené hodnoty,
 - d) pokud je naměřená hodnota nápadně nízká.

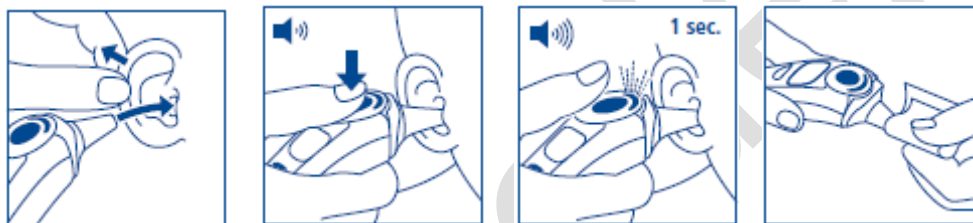
Jestliže máte o naměřené teplotě pochybnosti a teplota neodpovídá tomu, jak se pacient cítí, doporučujeme měření po několika minutách zopakovat, zkontrolovat čistotu optiky event. provést měření teploty jinou nezávislou metodou.

9.1 Ušní měření

Měření může být provedeno v pravém nebo levém uchu. Nejvyšší hodnoty teploty dostanete při zachycení infračervených paprsků ze středního ucha (ušního bubínku). Paprsky vyzařované okolní tkání poskytují nižší naměřené hodnoty (viz teplotní profil ucha obr. 2).

Pokud je nasazen kryt pro čelní měření, jednoduchým tahem ho sejměte. Pro lepší uchopení bývají na obou bočních stranách krytu gumové nebo zdrsňené plochy. Narovnejte zvukovod tak, že ucho uprostřed lehce táhnete směrem dozadu a současně nahoru. U dětí mladších jednoho roku ucho táhnete pouze směrem dozadu. Zaveďte hrot teploměru opatrně do zvukovodu, dokud neucítíte lehký odpor. Hrot musí být zaveden dostatečně hluboko, aby se zobrazil symbol ucha nebo jiná indikace. Stiskněte tlačítko SCAN pro spuštění měření. Na začátku měření zazní krátký tón.

Během měření svítí LED kontrolka nad tlačítkem SCAN. Ušní měření trvá jednu sekundu. Když je měření ukončeno, zazní dlouhý tón a zobrazí se výsledek měření. Hrot teploměru a skleněnou čočku senzoru čistěte dodávanými čistícími ubrousky, případně můžete použít také vatové tyčinky. Tři sekundy po měření se objeví symbol teploměru a přístroj je připraven pro další měření.



Obrázek č. 3: Návod k měření ušním teploměrem (převzato z [L21] – THERMOVAL DUO)

Při ušním způsobu měření teploty je důležité:

- dávejte pozor, aby byl senzor nasměrován přímo na ušní bubínek, nikoli do zvukovodu,
- nashromáždí-li se na měřicím senzoru ušní maz, může to vést k nepřesnostem při měření teploty nebo dokonce k infekci, která se může rozšířit mezi různými uživateli. Proto je nezbytné, aby měřicí senzor byl při každém měření čistý. Informace o tom, jak provádět čištění teploměru, najdete vždy v návodu k teploměru,
- po očištění měřicího senzoru ubrousky napuštěnými lihem počkejte 15 minut, než provedete další měření, aby teploměr mohl dosáhnout potřebné provozní teploty,
- naměřené hodnoty mohou být v každém uchu odlišné. Proto měřte teplotu vždy ve stejném uchu,
- je-li předepsáno používání jednorázových krytů, musí být vyměněny po každém měření. Jestliže jednorázové kryty předepsány nejsou, musí být úzkostlivě dodržována čistota optiky,
- pokud jste leželi na uchu, může být teplota naměřená krátce poté v tomto uchu zvýšená,
- měření nesmí být prováděno v uchu, které vykazuje nějaké zánětlivé onemocnění, ani po poranění ucha (např. poškození ušního bubínku) nebo ve fázi léčení po operativních zákrocích. Měřit teplotu v uchu nemůžete ani v případě, že byly do ucha aplikovány léky.

9.2 Měření teploty na čele

Přístroje jsou konstruovány pro měření teploty na povrchu čela, ze které vypočítávají tělesnou teplotu v závislosti na okolní teplotě a na integrované referenční teplotě, kterou bývá např. rektální teplota. Vlastní měření je prováděno buď bezdotykovým bodovým měřením, nebo skenováním teploty podél čela až k ušnímu lalůčku. Přístroje se často vyrábějí jako kombinované s čelním a ušním módem měření.

Všichni výrobci deklarují vysokou spolehlivost a přesnost IR senzoru, ale tato přesnost je limitována možnostmi bezdotykového měření teploty, která se blíží teplotě okolí. O nejistotě tohoto měření výrobci nic neuvádějí. V návodech obvykle také chybí základní parametry bezdotykových teploměrů – nastavená emisivita, optické rozlišení teploměru a pracovní rozsah vlnových délek teploměru.

Vzhledem k tomu, že teplota kůže na čele je za normálních okolností nižší než teplota uvnitř těla, používají často čelní IRT při výpočtu tělesné teploty nastavitelnou korekci, která respektuje odlišnost teploty povrchu např. od rektálního měření. Výrobce bývá obvykle nastavena hodnota korekce 0,8 °C. Tato korekce je připočítávána k teplotě naměřené na čele. Pokud to podmínky měření vyžadují, může se tato korekce měnit v rozmezí až ± 3 °C. Korekce se přičítá k naměřené hodnotě pouze v režimu měření tělesné teploty. V režimu měření teploty povrchu předmětů (teploty okolí) přístroj zobrazuje skutečně naměřenou teplotu. Problematické je ale nastavení správné hodnoty korekce. Při nízké teplotě okolí můžeme např. naměřit čelním teploměrem i nízkou tělesnou teplotu. Její správnou (očekávanou) hodnotu pak musíme zjistit jiným způsobem měření (axilárně, orálně, rektálně) a podle ní upravit korekci čelního teploměru. Jakákoliv změna teploty okolí ale znamená nové nastavení. Nutnost použití jiného typu teploměru oprávněně vyvolává pochyby o výhodách IRT. Kontrola správného nastavení korekce má být prováděna min. jednou za měsíc; teplota okolí se však mění i v závislosti na ročním období. U čelních teploměrů se obvykle jedná o měření ve středu čela nad kořenem nosu. Měření je vždy omezeno vzdáleností cca (2 až 8) cm podle typu teploměru. Doba měření bývá v řádu jednotek sekund a obvykle je kromě zobrazení naměřené teploty ukončena také akustickým signálem.

Některé čelní teploměry umožňují tzv. režim SKEN – po dobu stisku tlačítka přístroj opakovaně měří teplotu na určeném místě (ploše). U klasických skenovacích teploměrů se ale proměřuje oblast spánkové tepny. Teploměr se přiloží ke středu čela, držíme skenovací tlačítko a posouváme teploměr podél čela až za ušní lalůček. Uvolněním skenovacího tlačítka končí měření a zobrazí se průměrná nebo maximální tělesná teplota. U některých přístrojů je skenovací cyklus naprogramován a končí po zaznění akustického signálu; záleží na zručnosti obsluhy, aby dokázala oskenovat ve vymezeném čase celou oblast měření.

Z návodů výrobců lze sestavit typický průběh skenování čela např. takto:

1. Podle návodu výrobce zvolte na displeji symbol *BODY*. Nyní jste v režimu měření tělesné teploty.
2. Teploměrem zaměřte střed čela s odstupem menším než 5 cm, příp. přiložte snímací hlavici na pokožku ve středu čela (závisí na typu a konstrukci teploměru). Pokud je čelo pokryto vlasy, potem nebo nečistotou, je nutné jej nejprve očistit, a tím zabezpečit optimální přesnost měření.

3. Zmáčkněte tlačítko *START* a pohybujte teploměrem stejnoměrným pohybem od středu čela ke spánkům (cca 1 cm nad obočím), příp. za uchem až do úrovně ušního lalůčku. Zapnuté kontrolní světlo může signalizovat proces skenování.
4. Po několika sekundách zazní dlouhý signální tón, který potvrzuje konec měření. Pokud jste před zazněním signálního tónu nedosáhli spánků (nebo jiného konce měřené oblasti), měření opakujte podle popisu, ale teploměrem pohybujte rychleji. Některé teploměry skenují po celou dobu stlačení skenovacího tlačítka, skenování je ukončeno jeho uvolněním.
5. Z displeje odečtete naměřenou teplotu.

Zásady čelního měření jsou popsány v úvodu kapitoly. Delší pobyt venku (např. na chladném vzduchu v zimě nebo na slunci v létě) a nošení pokrývky hlavy může mít vliv na teplotu čela (viz zásady). Aby byla při měření teploty skenováním zachycena také arteria temporalis (spánková tepna), je třeba skenovat celou oblast čela včetně spánků. Žádný přímý kontakt s kůží znamená snížený přenos virů nebo jiných choroboplodných zárodků.



Obrázek č. 4: Návod k měření čelním skenovacím teploměrem (převzato z [L21] – THERMOVAL DUO)

9.3 Možnosti IRT dle specifikací

IR teploměry mají často funkci upozornění na zvýšenou tělesnou teplotu (akustický signál, změna barvy údaje nebo změna barvy podsvícení displeje). Hodnota zvýšené teploty může být nastavena uživatelem dle potřeby. Další obvyklé funkce teploměrů:

- automaticky uchovávají v paměti hodnoty posledních měření (nejčastěji 32 měření),
- hodnota teploty je zobrazena na velkém LCD displeji s podsvícením,
- možnost přepínání mezi stupni Celsia a Fahrenheita,
- funkce 3 v 1 – měření tělesné teploty, teploty povrchu předmětů a teploty okolí. Měření teploty okolí je popisováno buď jako měření povrchu předmětů s okolní teplotou, nebo popis zcela chybí. Obvyklý rozsah teploty je max. (0 až 100) °C, zcela výjimečně je uvedena nastavená emisivita měření povrchu,
- funkce opakovaného měření teploty; volba automatického vypnutí, které šetří spotřebu energie a prodlužuje životnost baterie,
- možnost automatické volby rozsahu (módu měření – ušní, čelní),
- volbu skenovacího módu,
- vstup do kalibračního módu (pouze u některých typů),
- speciální nastavení (funkce ukládání dat),
- nastavení korekcí,
- zapnutí / vypnutí signalizace.

Všechny způsoby nastavení parametrů je nutné provádět v souladu s návodem výrobce. Vstupy do kalibračních módů příp. mechanické nastavovací prvky jsou nejčastěji blokovány. Příklady specifikací dvou typů teploměrů uvádí tabulka 2 (údaje jsou záměrně uvedeny anonymně).

9.4 Čištění a údržba přístroje:

Měřicí senzor je nejdůležitější a nejcitlivější částí přístroje. Aby bylo zajištěno co nejpřesnější měření, musí být vždy čistý a neporušený. Měřicí hrot a senzor čistíme jemnými čistícími ubrousky za sucha, měkkou navlhčenou utěrkou nebo 70% lihem (izopropanol, izopropylalkohol). Zbytky ušního mazu je možné opatrně odstranit vatovou tyčinkou. Nesmí se používat žádné agresivní čistící prostředky nebo rozpouštědla, neboť mohou poškodit přístroj a způsobit matnost displeje (naleptání). Do teploměru se nesmí dostat žádná kapalina, po měření se teploměr vždy ukládá do úschovného plastového pouzdra (ochrana před vnějšími vlivy).

Ochranu přístroje před poškozením a jeho čištění lze shrnout následovně:

- dbejte na čistotu a kontrolujte neporušenost krycího skla displeje (vrypy, praskliny),
- kontrolujte stav baterií (nedostatečně nabitá baterie mohou výrazně zkreslovat přesnost měření),
- nenechávejte přístroj na příliš prudkém slunci a chraňte ho před vodou a jinými kapalinami,
- nejdůležitější součástí přístroje je snímací optika, kterou je třeba chránit před poškozením,
- Povrch čistěte bavlněnou látkou namočenou do alkoholu,
- ochranné kryty snímejte pouze před měřením, po měření ev. vyčištění teploměru je ihned nasad'te zpět na teploměr,
- nepoužívejte nekompletní teploměry (chybějící kryt pouzdra baterií, čelní difuzor optiky apod.),
- nepoužívejte agresivní čistící prostředky,
- přístroj uchovávejte na suchém místě a chraňte ho před prachem, znečištěním a slunečním zářením,
- údržbu teploměru provádějte vždy v souladu s návodem výrobce.

Formát dat	0,1 °C (0,1 °F)
Okolní teplota	(10 - 40) °C (50 - 104) °F
Uložiště teploty	(0 - 50) °C (32 - 122) °F
Relativní vlhkost	85 %
Úložná vlhkost	90 %
Baterie	DC9V (a 6F22 baterie)
Rozměry	150 x75x 40 mm
Váha hrubá	400 g, výrobek 172 g
Rozsah měření	Pokožka (32,0 – 42,5) °C ostatní povrchy (0-100) °C
Přesnost měření	pokožka +/-0,3 °C, ostatní povrchy +/- 0,1 °C
Vzdálenost měření	(5 – 8) cm
Automatický systém vypnutí výrobku	7s
Operační tlak	(700 – 1060) hPa
Test voděodolnosti	IPX0
Software-verze	CLB20130516TC

Pracovní podmínky	Okolní teplota: 10–40 °C	
	Relativní vlhkost vzduchu: ≤ 80 %	
	Napájení: stejnosměrné napětí 3 V (dvě tužkové baterie typu AA)	
Rozměry	107 × 153 × 42 mm (d × š × v)	
Hmotnost	Přibližně 135 g	
Rozlišení	0,1 °C / 0,1 °F	
Rozsah měření	Tělesná teplota	35,5–42,9 °C (95,9–109,2 °F)
	Teplota povrchu předmětů	0–118 °C (32–244,4 °F)
Spotřeba energie	V činnosti ≤ 15 mA (32–244,4 °F)	
	Spánkový režim ≤ 10 µA	
Přesnost měření	Za normálních okolních podmínek (35,5–42,0 °C): ±0,2 °C	
Opakovatelnost měření	≤ ±0,2 °C	
Doba měření	≤ 0,8 s	
Vzdálenost při měření	5–8 cm	
Emisivita	0,95	
Automatické vypnutí	Přibližně po 10 s nečinnosti	
Počet záznamů v paměti	32	

Tabulka č. 2: Příklady specifikací lékařských IRT

10 Stanovení nejistoty měření tělesné teploty při použití IRT(příklad)

Při používání IRT v medicínské praxi je obtížnost stanovení nejistoty měření dána jak nedostatkem informací o optických vlastnostech teploměru, tak obtížným stanovením (odhadem) nejistoty emisivity lidské pokožky. Zjišťováním emisivity kůže se zabývaly různé zahraniční klinické studie (hodnoty v rozmezí 0,97 až 0,99), celkové nejistoty tohoto stanovení bývají uváděny v rozmezí cca (0,002 až 0,005) tj. 2 % až 5 % hodnoty emisivity. S touto hodnotou můžeme pracovat při odhadu nejistot měření.

Vyhodnocení měřených hodnot při kalibraci popíšeme na konkrétním příkladu měření. Určíme nejistotu měření čelního lékařského IRT s neznámým optickým rozlišením, rozsah měření tělesné teploty (35 až 42) °C, měřená teplota 37 °C. Při měření bylo provedeno 10 odečtů údaje IRT. Výsledná naměřená hodnota je stanovena jako aritmetický průměr a je stanovena směrodatná odchylka průměrné hodnoty měření. Při měření byla dodržena teplota okolí v rozmezí (23 ± 2) °C, referenční podmínky nebyly překročeny. Rozlišení použitého IRT je 0,1 °C.

Hodnotu měřené teploty můžeme odhadnout pomocí následujícího vztahu:

$$T_X = T_M + \delta T_O + \delta T_H + \delta T_{SSE} + \delta T_E + \delta T_S + \delta T_D + \delta T_{RA} + \delta T_R$$

T_M ... údaj teploměru

δT_O ... korekce na přesnost teploměru

δT_H ... korekce na homogenitu měřené plochy

δT_{SSE} ... korekce na Size of Source Effect (zahrnuje vliv neznalosti optického rozlišení dle kapitoly 6; určena odhadem z měření ve dvou vzdálenostech)

δT_E ... korekce na nejistotu emisivity pokožky

δT_S ... korekce na stabilitu údaje teploty během měření

δT_D ... korekce na drift měřidla (dlouhodobá stabilita)

δT_{RA} ... korekce na vliv okolní radiace

δT_R ... korekce na rozlišení údaje IRT

10.1 Údaj teploměru (u_A)

Měření byly zjištěny následující teploty (měření s pauzou min. jedné minuty):

37,0 / 37,2 / 37,3 / 37,1 / 37,0 / 36,8 / 37,3 / 37,2 / 37,0 / 37,2 (°C)

Průměrná teplota je $T_M = 37,1$ °C.

Nejistota stanovená způsobem A dle [L14] (výběrová směrodatná odchylka výběrového průměru) je $u_A = 0,05$ °C

10.2 Přesnost teploměru (u_O)

Lékařské elektronické teploměry jsou stanovenými měřidly ve smyslu vyhlášky 345/2002 Sb. v platném znění a podléhají pravidelnému ověřování. Ověřením teploměru se mj. potvrzuje, že teploměr splňuje metrologické vlastnosti ve smyslu platných předpisů. Podle [L7] by neměla dovolená chyba teploměru v tzv. stanoveném výstupním rozsahu (35 °C až 42 °C) překročit hodnotu $\delta_O = \pm 0,2$ °C. Tuto chybu lze považovat za maximální s rovnoměrným rozdělením pravděpodobnosti. Standardní nejistotu můžeme odhadnout jako:

$$u_o = \frac{\delta_o}{\sqrt{3}} = 0,12 \text{ } ^\circ\text{C}.$$

10.3 Homogenita měřené plochy (u_H)

Předpokládáme, že při měření byly dodrženy všechny zásady, uvedené v tomto postupu. Teplota byla měřena po dokonalé stabilizaci IRT, pacient byl v klidu minim. 30 minut a jeho čelo nebylo vystaveno žádnému proudění vzduchu ani ostatním rušivým vlivům, nebylo pokryto potem a prokrvení čela nebylo narušeno žádným sklerotickým procesem. Díky tomu odpovídalo největší rozpětí teploty na povrchu pokožky čela hodnotě 0,2 °C (určeno z průměrných teplot měřených na různých místech čela mezi spánky). Jako homogenitu uvažujeme hodnotu $\delta_H = \pm 0,1$ °C, rozdělení rovnoměrné, složka nejistoty je tedy:

$$u_H = \frac{\delta_H}{\sqrt{3}} = 0,06 \text{ } (^\circ\text{C})$$

10.4 Vliv SSE (u_{SSE})

Optické rozlišení není u lékařských IRT udáváno. Návody obvykle říkají, že měření má být prováděno ze vzdálenosti (3 až max. 8) cm od středu čela podle typu teploměru. Nejčastějším doporučením je měření ze vzdálenosti do 5 cm. Při měření ze vzdáleností 5 cm a 3 cm byl indikován rozdíl průměrné hodnoty teploty ve výši $\delta_{SSE} = 0,2$ °C, rozdělení rovnoměrné, složka nejistoty je tedy:

$$u_{SSE} = \frac{\delta_{SSE}}{\sqrt{3}} = 0,14 \text{ } (^\circ\text{C})$$

10.5 Nejistota emisivity pokožky (u_E)

Na základě výše uvedených informací použijeme nejlepší odhad pro emisivitu pokožky ($0,980 \pm 0,002$). Pro přepočtení nejistoty emisivity lze použít přibližný vztah, který po vynásobení absolutní teplotou udává nejistotu ve °C:

$$u_t = \frac{1}{4} \varepsilon^{-3} \cdot u_\varepsilon$$

Přepočtení na teplotu je provedeno podle tohoto vzorce (teplota 37 °C = 310 K), hodnota nejistoty je tedy:

$$u_E = 0,16 \text{ } (^\circ\text{C}) \quad (u_E = \frac{1}{4} \times 0,98^{-3} \times 0,002 \times 310)$$

10.6 Stabilita údaje (u_S)

Jak bylo uvedeno, tělesná teplota není během dne konstantní. Jde ale o dlouhodobé změny, měření IRT probíhá max. v intervalu několika sekund (sken). Pokud nejde o rychlý nástup horečky, můžeme předpokládat stabilitu teploty během měření $\delta_S = \pm 0,1$ °C, rozdělení rovnoměrné. Složka nejistoty je tedy:

$$u_s = \frac{\delta_s}{\sqrt{3}} = 0,06 \text{ (}^\circ\text{C)}$$

10.7 Drift teploměru (u_D)

Dlouhodobá stabilita (drift) teploměru je velmi obtížně stanovitelným parametrem, protože závisí na kvalitě provedení jak optické, tak elektronické části teploměru. U pracovních měřidel se stanovuje z výsledků opakovaných kalibrací resp. vyhodnocením změn odchylek na jednotlivých teplotách v závislosti na čase. U stanovených měřidel jsou uživatelé tyto údaje obvykle nedostupné. Budeme-li vycházet z předpokladu, že by drift neměl překročit dovolenou chybu měřidla, odhadneme jeho ideální velikost $\delta_D = \pm 0,2 \text{ }^\circ\text{C}$, rozdělení rovnoměrné. Složka nejistoty je tedy:

$$u_D = \frac{\delta_D}{\sqrt{3}} = 0,12 \text{ (}^\circ\text{C)}$$

Je třeba si uvědomit, že citovaný předpoklad je idealizovaný, lékařský IRT patří mezi běžná komerční elektronická měřidla, jejichž roční drift může dovolenou chybu výrazně překračovat.

10.8 Vliv okolní radiace (u_{RA})

Ke stanovení tohoto vlivu vyjdeme z [L15]. Vliv okolní radiace roste s klesající měřenou teplotou oproti teplotě okolí. Při měření normální tělesné teploty mají okolní zdroje záření při referenční teplotě $20 \text{ }^\circ\text{C}$ teplotu nižší o (15 až 18) $^\circ\text{C}$. V letních měsících se teplota okolí neklimatizovaného prostoru liší jen o několik $^\circ\text{C}$. Díky tomu se také mění vliv okolní radiace. Požadavek měření teploty z velmi malé vzdálenosti od čela by měl vliv okolních zdrojů částečně kompenzovat. U některých kvalitnějších teploměrů výrobce uvádí, že měřené hodnoty jsou na teplotu okolí interně kompenzovány (teplota okolí je měřena nezávislým snímačem zabudovaným do teploměru). Předpokládejme, že vliv okolí je kompenzován a jeho velikost je max. $\delta_{RA} = \pm 0,1 \text{ }^\circ\text{C}$, rozdělení rovnoměrné. Složka nejistoty je tedy:

$$u_D = \frac{\delta_{RA}}{\sqrt{3}} = 0,06 \text{ (}^\circ\text{C)}$$

Jestliže by teploměr nebyl kompenzován, může dosahovat vliv okolní radiace v souladu s [L15] hodnot (0,3 až 0,4) $^\circ\text{C}$ – platí pro nejistotu emisivity 0,005.

10.9 Rozlišení RT (u_R)

Rozlišení IRT je $0,1 \text{ }^\circ\text{C}$, rozdělení rovnoměrné. Složka nejistoty je tedy:

$$u_R = \frac{0,1}{2 \cdot \sqrt{3}} = 0,03 \text{ (}^\circ\text{C)}$$

10.10 Určení rozšířené nejistoty

Celková standardní kombinovaná nejistota činí:

$$u = \sqrt{u_A^2 + u_O^2 + u_H^2 + u_{SSE}^2 + u_E^2 + u_S^2 + u_D^2 + u_{RA}^2 + u_R^2} = \mathbf{0,3 \text{ (}^\circ\text{C)}}$$

Žádná ze složek standardní kombinované nejistoty není dominantní, u většiny složek bylo odhadnuto rovnoměrné rozdělení, výsledné rozdělení pravděpodobnosti lze odhadnout jako normální s koeficientem rozšíření $k = 2$; rozšířená kombinovaná nejistota je tedy:

$$U = k \cdot u = 2 \cdot 0,3 = \mathbf{0,6 \text{ (}^\circ\text{C)}}$$

Naměřená hodnota je tedy ... **37,1 ± 0,6 (°C)**.

Pro ilustraci vlivu teploty okolí lze doplnit, že teploměr bez kompenzace na teplotu okolí by měl v letních měsících, kdy se teplota okolí blíží tělesné teplotě, rozšířenou nejistotu měření o velikosti téměř $U = 0,9 \text{ }^\circ\text{C}$. Když takto upravíme všechny laboratorní referenční podmínky měření, uvažované v předchozím výpočtu, na podmínky reálné, snadno můžeme vysvětlit velké absolutní rozdíly výsledků měření v posledním řádku tabulky 1.

Přehled nejistot

Veličina X_i	Odhad x_i	Standardní nejistota $u(x_i)$	Pravděpodob- nostní rozdělení	Citlivostní koeficient c_i	Příspěvek k nejistotě $u_i(y)$
T_M	37,1 °C	0,05 °C	Normální	1	0,05 °C
δT_O	0,0 °C	0,12 °C	Rovnoměrné	1	0,12 °C
δT_H	0,0 °C	0,06 °C	Rovnoměrné	1	0,06 °C
δT_{SSE}	0,0 °C	0,14 °C	Rovnoměrné	1	0,14 °C
δT_E	0,0 °C	0,16 °C	Rovnoměrné	1	0,16 °C
δT_S	0,0 °C	0,06 °C	Rovnoměrné	1	0,06 °C
δT_D	0,0 °C	0,12 °C	Rovnoměrné	1	0,12 °C
δT_{RA}	0,0 °C	0,06 °C	Rovnoměrné	1	0,06 °C
δT_R	0,0 °C	0,03 °C	Rovnoměrné	1	0,03 °C
u					0,30 °C

Nejistota měření byla stanovena pro ideální podmínky a minimální velikosti hodnot ovlivňujících veličin. Přesto je zřejmé, že dosahuje trojnásobku povolené chyby lékařského IRT podle [L7]. Velikost nejistoty koresponduje s nejistotou měření uvedenou v tabulce 1. Uvedené údaje demonstrují všechna úskalí, se kterými se potýkáme při bezdotykovém měření jak v obecné termometrii, tak při měření tělesné teploty. Bez respektování uvedených skutečností nelze dosáhnout objektivního přístupu k tomuto způsobu měření

teploty, který se zásadně liší od kontaktních způsobů měření a řídí se jinými zákonitostmi. Ovlivňující veličiny při měření pomocí IRT se obtížně korigují, často je korekce prakticky nemožná. Z návodů lékařských IRT se mnohdy zdá, že výrobci tuto skutečnost ignorují, až na jediné – téměř všichni výrobci doporučují u nejasných nebo pochybných výsledků měření IRT kontrolu pomocí klasického kontaktního teploměru (axilární, orální nebo rektální měření).

Závěrem lze říci, že výhody této metody měření (jednoduchost, rychlost, mobilnost, sterilita, možnost měření i u nekomunikujících pacientů, bezprostřednost u dětských pacientů atd.) jsou vykoupeny řadou objektivních vlivů bezdotykového měření teploty, které neumožňují naplnit specifikaci výrobců i norem při reálném měření. Bohužel, existuje i řada vlivů subjektivních, které lze do určité míry kompenzovat trpělivou osvětou zdravotnického personálu (nerespektování zásad bezdotykového měření, spěch při měření, nedodržování pokynů uvedených v manuálech výrobců apod.).

11 Záznamy o měření

Při běžném měření, např. v domácnosti, nejsou na záznamy o měření tělesné teploty kladeny žádné speciální požadavky. V klinické praxi se záznamy řídí interními zdravotnickými předpisy. Z pohledu všeobecných zásad tvorby formulářů by měl záznam obsahovat vždy alespoň:

- a) identifikaci pracoviště provádějícího měření,
- b) pořadové číslo záznamu, očíslování jednotlivých stran, celkový počet stran,
- c) informace o použitém měřidle tělesné teploty IRT,
- d) hodnoty veličin ovlivňujících měření,
- e) datum měření, (případně i čas),
- f) označení použité metodiky měření
- g) informace o měřidlech použitých při měření ovlivňujících veličin,
- h) vyjádření o návaznosti výsledků měření,
- i) výsledky měření a s nimi spjatou rozšířenou nejistotu měření,
- j) jméno pracovníka, provádějícího měření, jméno a podpis odpovědného (vedoucího) pracovníka, razítko pracoviště.

12 Péče o metodický postup

Originál metodického postupu je uložen u jeho zpracovatele, další vyhotovení jsou předána příslušným pracovníkům podle rozdělovníku zpracovatele. Změny, popř. revize metodického postupu provádí jeho zpracovatel. Změny schvaluje vedoucí zpracovatele nebo metrolog organizace.

13 Rozdělovník, úprava a schválení, revize

Uvedený příklad je pouze orientační a subjekt si může tuto dokumentaci upravit podle interních předpisů o řízení dokumentů.

13.1 Rozdělovník

Metodický postup		Převzal		
Výtisk číslo	Obdrží útvar	Jméno	Podpis	Datum

13.2 Úprava a schválení

Metodický postup	Jméno	Podpis	Datum
Upravil			
Úpravu schválil			

13.3 Revize

Strana	Popis změny	Zpracoval	Schválil	Datum

Upozornění

Tento metodický postup je třeba považovat za vzorový. Doporučuje se, aby jej organizace přizpůsobila svým požadavkům s ohledem na své metrologické vybavení a konkrétní podmínky.