



NÁVODOVÝ DOKUMENT PRO POUŽITÍ ČELNÍCH BEZKONTAKTNÍCH LÉKAŘSKÝCH TEPLOMĚŘŮ

Autoři: M. J. Martin (CEM, Španělsko), L. Knazovicka (ČMI, Česká republika), H. McEvoy (NPL, Velká Británie), G. Machin (NPL, Velká Británie), I. Pusnik (UL, Slovinsko), D. Cardenas (CENAM, Mexiko), M. Sadli (LNE-CNAM, Francie), B. Chengdu (NIM, Čína), W. Li (SPRING, Singapur), P. Saunders (MSL, Nový Zéland), F. Girard (INRiM, Itálie)

3.verze května 2021

Český překlad: Ing. Lenka Kňazovická, Ph.D., Ing. Martina Rudolfová, ČMI, Listopad 2023

Obsah

1	Rozsah.....	3
2	Cíl.....	3
3	Úvod.....	3
4	Princip měření infračervenými čelními teploměry.....	5
5	Klinická validace.....	7
6	Základní provozní pokyny.....	7
7	Veličiny vlivu měření a související nejistoty.....	9
7.1	Schopnost určit vnitřní tělesnou teplotu.....	9
7.2	Výkon IRFT.....	9
7.2.1	Obecné specifikace infračerveného teploměru – v kontextu hodnocení IRFT výkon.....	9
7.2.2	Další úvahy týkající se přiřazení nejistot k IRFT.....	10
7.3	Nejistota IRFT v klinickém použití.....	12
8	Použitá literatura.....	14
	PŘÍLOHA 1. Matematický model a výpočet nejistoty.....	16
	PŘÍLOHA 2. Výpočty emisivity.....	18

1 Rozsah

Tento dokument má poskytnout komplexní informace potřebné pro správné použití čelních/kožních klinických teploměrů pro měření tělesné teploty v rozmezí od 22 °C do 40 °C.

2 Cíl

Cílem tohoto dokumentu je poskytnout definitivní vodítko pro správnou praxi s realistickými nejistotami pro měření tělesné teploty pomocí čelních/kožních teploměrů.

3 Úvod

Existuje několik metod měření tělesné teploty (případně teploty lidského jádra). V závislosti na typu kontaktu mezi teploměrem a měřeným předmětem mohou být klasifikovány jako:

- kontaktní metody,
- bezkontaktní metody (metody využívající vyzařované tepelné záření).

Jak již napovídá samotný název metody, u kontaktní metody je teplotní senzor v přímém kontaktu s měřeným objektem. Pro správné fungování je nutné řídit se nultým zákonem termodynamiky, kdy je třeba dosáhnout rovnováhy mezi měřeným objektem a použitým teploměrem. Tento proces vždy zabere nějaký čas (obecně několik minut), proto většina digitálních kontaktních teploměrů má v sobě zabudované vestavěné prediktivní algoritmy pro urychlení procesu měření¹.

Bezkontaktní metody využívají toho, že všechny objekty s teplotou vyšší, než absolutní nula vyzařují tepelné záření. Toto tepelné záření může být detekováno a měřeno senzorem vzdáleným od emitujícího povrchu; což znamená, že mezi teploměrem a předmětem, jehož teplota je měřena, není žádný přímý kontakt. Bezkontaktní teploměry jsou však obecně méně přesné³ než kontaktní teploměry, mimo jiné kvůli těmto účinkům:

- Schopnost objektu emitovat tepelné záření (emisivita) a naopak schopnost objektu odrážet tepelné záření okolního prostředí.

¹Tyto prediktivní algoritmy vnášejí do procesu měření určitou další nejistotu

²V tomto dokumentu budou použity tři různé metrologické termíny [1]:

přesnost měření, přesnost: těsnost shody mezi hodnotou měřené veličiny a skutečnou hodnotou měřené veličiny. Pojem „přesnost měření“ neprezentuje veličinu a neudává číselnou hodnotu veličiny. Obecně je možné konstatovat, že za přesnější měření je možné to s menší chybou měření.

chyba měření, chyba: hodnota měřené veličiny mínus hodnota referenční veličiny.

nejistota měření, měřicí nejistota, nejistota: nezaporný parametr charakterizující rozptyl hodnot veličin přisuzovaných měřené veličině na základě použitých informací. Měřicí nejistota zahrnuje složky vyplývající ze systematických účinků, jako jsou složky související s korekcemi a hodnoty přiřazených veličin etalonů měření, jakož i definiční nejistoty. Některé odhadované systematické vlivy nemusí být korigovány, ale místo toho jsou související složky začleněny do nejistoty měření. Obecně se pro daný soubor informací rozumí, že nejistota měření je spojená s uvedenou hodnotou měřené veličiny.

- Prostředí, kterým se tepelné záření šíří z objektu k teploměru (podmínky prostředí).
- Schopnost teploměru shromažďovat emitované tepelné záření, odpovídající odražené tepelné záření a odvodit teplotu objektu (optický charakteristika teploměru, detektoru, čoček, vycentrování (zaměření), pozadí teplota atd.).

Účelem klinického teploměru je určit skutečnou teplotu konkrétního místa těla a poté toto měření vztáhnout k tělesné teplotě. Určení, zda je pacient afebrilní, febrilní, hypotermický, a pokud jsou zaznamenávány trendy, má stoupající nebo klesající tělesnou teplotu jsou možnými výsledky měření.

Za tělesnou teplotu se obecně považuje teplota krve v srdci a mozku [2]. Teplota jádra lidského těla (tzv. „core“) je však spíše koncept než praktické místo pro měření. Plicní tepna, distální jícn, močový měchýř nebo tympanická membrána (nikoli zvukovod) jsou považovány za místa, kde je možné získat tělesnou teplotu jádra. Pro získání skutečné tělesné teploty je však nutné zavedení invazivního katétru, a proto jsou tato měření obecně považována za příliš invazivní a nerealizují se mimo operační sály resp. jednotky intenzivní péče. Kontaktní měření teploty na tympanické membráně je považováno za méně invazivní [3, 4, 5], ale křehkost membrány bubínku je hlavním faktorem proti rutinnímu používání tohoto měřicího místa pomocí kontaktní termometrie.

Alternativní místa měření tělesné teploty (nepovažovaná za místa tělesné teploty jádra), která mohou představovat teplotu jádra s vhodnými korekcemi jsou:

- Orální, rektální nebo axilární místa, tradičně měřená kontaktními teploměry. Tyto stránky, nicméně, byly volby pohodlí spíše než být spolehlivými reprezentacemi jádra tělesná teplota. Obecně nepředstavují toto množství a offset by měl v tento princip lze použít ke korekci hodnot tělesné teploty, i když je to zřídka, Hotovo.
- Zvukovod s bubínkem na konci je běžně používaným místem pro měření teploty lidského těla pomocí bezkontaktních infračervených lékařských teploměrů. Naměřené teploty však nemusí přesně reprezentovat tělesnou teplotu, protože měřené tepelné záření je obecně směs tepelného záření emitovaného jak z bubínku, tak z konce zvukovodu. Tato skutečnost však není obecně považována za hlavní problém, protože krevní zásobování této oblasti je napojeno na vnitřní a vnější krční tepnu, tudíž by měly mít stejnou teplotu. Zvukovod je navíc dobře izolovaný od okolních podmínek a nachází se v těsné blízkosti hlavních mozkových tepen a žil, takže jeho teplota je s vysokou pravděpodobností velmi blízká teplotě bubínku. Toto také znamená, že zvukovod v blízkosti bubínku bude pravděpodobně mít efektivní emisivitu blízkou ideální dutině černého tělesa. Navíc končí jen asi 3,5 cm od hypotalamu, což je centrum kontroly tělesné teploty. Přesto, navzdory vhodnosti místa pro měření tělesné teploty, v praxi existuje množství problémů, které činí techniku náchylnou k systematickým chybám, mezi které patří především:
 - Anatomicky je zvukovod mírně zakřivená trubice o délce asi 3,0 cm - 3,5 cm (pro dospělého). Toto zakřivení, v závislosti na jednotlivci, může omezit dostupnost spodní části zvukovodu a tympanické membrány (proto během měření, je třeba podniknout kroky k narovnání zvukovodu — technika „tahání za ucho“ — i když se v praxi příliš nepoužívá).
 - Také ušní maz nebo tekutina ve zvukovodu mohou způsobit částečné nebo úplné zakrytí bubínku a vnitřního zvukovodu, což vede k velkým chybám měření.
- Měření teploty pokožky se provádí ve snaze určit povrch teplota lidského těla. Naměřená teplota však výrazně závisí na prokrvení pokožky a zejména na podmínkách prostředí⁴. Navíc teplota kůže se může lišit v závislosti na abnormální transpiraci (pocení), která se vyskytuje v

důsledku některých zdravotních stavů nebo lékařských ošetření. Proto nelze teplotu kůže spolehlivě korelovat s vnitřní tělesnou teplotou⁵ ve většině situací jako je screening na veřejných místech nebo venku. To znamená, že ve většině veřejných zdravotnických zařízení je obtížné spolehlivě určit tělesnou teplotu s takovým zařízením. I když je však naměřená teplota velmi pravděpodobně výrazně posunuta od vnitřní tělesné teploty (například v závislosti na měřené části pokožky nebo obličeje [6]), měření teploty pokožky lze s opatrností, ve vhodném prostředí a s dobře navrženými a vyrobenými zařízeními použít k určení teplotních trendů. Z výše uvedeného jasně vyplývá, že je déle žádoucí se zabývat touto problematikou, aby se určilo, zda taková zařízení mohou za uvedených podmínek spolehlivě určit tělesnou teplotu jádra měřeného člověka.

Infračervené klinické teploměry obou typů mají často implementovány dva režimy nepřímý/přímý (příp. adjustovaný/neadjustovaný):

- Nepřímý (adjustovaný) režim: výstup infračerveného teploměru udává teplotu s pokusem o korekci určitého místa těla (to znamená orální, rektální, jádro...)
- Přímý (neadjustovaný) režim⁶: výstup infračerveného teploměru zobrazuje naměřené hodnoty teploty bez pokusu o korekci místa tělesné teploty nebo např. v případě kožních/čelních teploměrů bez korekce emisivity kůže.

4 Princip měření infračervenými čelními teploměry

Čelní nebo kožní infračervený teploměr (IRFT) je bezkontaktní infračervené měření teploty zařízení, které lze použít k odvození tělesné teploty z měření povrchu kůže subjektu teplota. Tyto teploměry mají ve srovnání s kontaktními teploměry některé výhody:

- krátká doba odezvy;
- nedochází k žádnému kontaktu mezi objektem a teploměrem (na rozdíl od případu s infračerveným zářením ušní teploměry), což je dobré z hlediska kontroly infekcí.

Existují dva standardy⁶, které popisují výkon takových teploměrů: ASTM E 1965-98 (2016) „Standardní specifikace pro infračervené teploměry pro intermitentní stanovení pacienta teplota“ [7] a ISO-80601-2-56 (2017) „Zdravotnická elektrická zařízení – Část 2-56: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a základní výkon klinických teploměrů pro tělo měření teploty“ [8].

³Mohou existovat další parametry, které ovlivňují teplotu; například věk subjektu nebo zdravotní stavy které přispívají ke špatnému prokrvení pokožky.

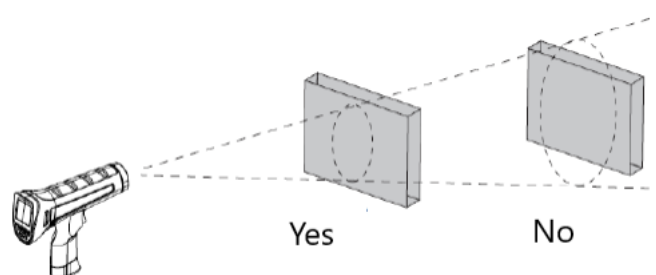
⁴ Proto norma ASTM E1965-98 (2016) „Standardní specifikace infračervených teploměrů pro přerušované stanovení teploty pacienta“ [7]: „řeší hodnocení vnitřní tělesné teploty subjektu prostřednictvím měření tepelné emise ze zvukovodu a požadavky na výkon pro bezkontaktní teplotu měření kůže“ Aby bylo jasno, tato norma výslovně uvádí, že kožní teploměry jsou určeny pro stanovení kožní teploty pacienta, nejsou určeny pro hodnocení tělesné teploty (jádra).

⁵ Existuje mnoho nástrojů, které nemají přímý režim. V případě infračervených teploměrů na čelo je výrobci musí dodat korekce použité pro provedení kalibrace v laboratoři [7, 8] (viz oddíly níže).

Existují dva standardy,⁶ které popisují výkon takových teploměrů: ASTM E 1965-98 (2016) „Standardní specifikace pro infračervené teploměry pro intermitentní stanovení pacienta teplota“ [7] a ISO-80601-2-56 (2017) „Zdravotnická elektrická zařízení – Část 2-56: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a základní výkon klinických teploměrů pro tělo měření teploty“ [8].

Princip měření teploty kůže je technicky stejný jako u infračerveného ucha teploměry (viz [9]). Existují však dva podstatné rozdíly.

- První se týká místa měření. U teploměrů na čelo/pokožku je emisivita o je třeba vzít v úvahu pokožku a odražené tepelné záření. To je významné problém, protože vyzařování kůže se může lišit místo od místa na těle a mezi jednotlivci s hodnotami v rozmezí od 0,94 do 0,99 [10, 11, 12]. To je na rozdíl od emisivity ucha kanál, kde je emisivita efektivně 1,00 [7]. Tepelné záření pozadí se může lišit a být špatně kontrolován (např. měření na veřejných místech nebo dokonce venku), v závislosti, kde se měření provádějí⁷.
- Druhý se týká zorného pole (FOV) přístroje (viz část 7.2.1). Pro oba, ušní a čelo/kožní teploměry, FOV je obvykle dost široké, ale v případě ušního teploměry, jsou určeny k vložení do zvukovodu a FOV je kompletně naplněné. To je jiné u teploměrů na čelo/pokožku, kde, pokud si nedáváte pozor, oblast zájmu pravděpodobně vyplní pouze část FOV. Abyste zabránili falešně nízkým hodnotám, a dokonce přibližně změřit teplotu čela/pokožky, jak konstrukce přístroje a vzdálenost měření (dodaná výrobcem) by měla zajistit, že měřené tepelné záření je shromažďováno z povrchu kůže, který je předmětem zájmu, přičemž se vyhýbá, pokud je to možné prakticky jakékoli bludné tepelné záření z jiných nesouvisejících částí těla – např. vlasy nebo vnější předměty s různými povrchovými teplotami, které by mohly být zdrojem rušivé odražené nebo emitované tepelné záření (viz obrázek 1).



Obrázek 1: Zorné pole teploměru omezuje vzdálenost k měřenému objektu.

⁶ Norma ISO-80601-2-56 (2017) pokrývá všechny typy klinických teploměrů: kontaktní i bezkontaktní. Je to velmi obecně a nepopisuje výkon čelních teploměrů výslovně. ASTM E1965-98 (2016) standard je explicitnější a uvádí, že teploměry na čelo/kožu jsou určeny pro stanovení pokožky teplota pacienta — nejsou určeny pro hodnocení tělesné teploty (jádra).

⁷IRFT se snaží kompenzovat okolní podmínky tím, že se pokoušejí nezávisle měřit okolní teplotu. To je však obtížné, protože zařízení se může zahřívat rukou operátora a vnitřní elektronikou naměřená vnitřní teplota nemusí odpovídat okolní teplotě. Chvilí také trvá, než se teploměr vyrovná přibližně aklimatizovat na okolní podmínky. Takže pokud byl například teploměr vzat mimo a řízeném prostředí a provedeném měření se okolní teplota mohla měnit od méně než 0 °C do nad 30 °C, což by mělo významný vliv na naměřenou teplotu kůže (nehledě na to, že např čelo by v chladných podmínkách výrazně vyzařovalo teplo, a tak by bylo velmi výrazně chladnější než tělesná teplota).

Na trhu jsou k dispozici dva typy teploměrů pro měření teploty kůže na čele:

- Takzvaný teploměr temporální tepny je umístěn tak, aby se dotýkal spánku a má kalíšek tvar na konci. Obecně se pohybuje po povrchu kůže ze středu čela směrem k uchu a zaznamenává se maximální teplota.
- Obecnější čelní teploměr měří pouze v jednom bodě na vzdálenost několika centimetry od kůže. Následující oddíly platí pro oba, stejně jako pro obecnější kožní teploměry.

5 Klinická validace

Každé místo referenčního tělesa bude mít jinou teplotu podle rovnováhy mezi teplem výroba, převod a ztráta. To znamená, že laboratorní ověření klinického teploměru výkon není dostatečný k určení jeho účinnosti při určování tělesné teploty, částečně kvůli vnějším faktorům (pacient a prostředí) zmíněným výše a částečně proto vnitřního nastavovacího algoritmu teploměru, kde se použije offset pro získání indikovaného tělesná teplota (nebo jiná místa měření tělesné teploty). Tedy před teploměrem Pokud se používá, jeho přesnost jako klinického teploměru je třeba ověřit ve dvou krocích⁸ [8]:

- Porovnáním jeho indikované teploty (v neupraveném nebo přímém režimu) s teplotou a referenční teploměr, který je návazný na národní normy teploty. Pro klinické teploměr, přesnost měření lze správně určit v laboratoři podmínkách prostřednictvím procesu kalibrace. Pro IRFT se kalibrace provádí proti a referenční zdroj blackbody určený pro tento konkrétní účel.
- Použitím statistických metod, které porovnávají indikovanou teplotu (v nastaveném režimu) s referenčního klinického teploměru, který má specifickou klinickou přesnost reprezentovat a teplota konkrétního referenčního místa těla. Klinická přesnost je ověřena v adjustaci režimu s dostatečně velkou skupinou lidských subjektů [8]. Zde je třeba poznamenat, že toto proces je pravděpodobně jen přibližně úspěšný v případě IRFT kvůli silnému vlivu emisivity kůže a tepelného záření pozadí. Velmi pečlivě kontrolované Podmínky prostředí, s dobře termalizovanými předměty, bude nutné určit rovnoměrné přibližné úpravy klinicky uznávaných míst měření teploty.

6 Základní provozní pokyny

Zde shrnujeme osvědčené postupy, které je třeba dodržovat, abyste dosáhli co nejlepšího výkonu infračervené čelní teploměry pro měření tělesné teploty. Tato rada pochází z: a) hlavní normy upravující infračervené klinické teploměry; b) zkušenosti a praxe členů tato skupina; a c) zkušenosti a praxe lékařů. Normy ISO 80601-2-56:2017 a ASTM E1965-98 podrobně popisují obsah pokynů pro uživatele pro infračervené klinické bezkontaktní teploměry. Ty by měly obsahovat informace o konkrétních

- použití zařízení (umístění, vzdálenost, baterie, zapínání/vypínání, čištění, režimy zobrazení, atd.). Nejdůležitější obsah související s praktickým použitím je:
- Místo měření (kam je během měření umístěn klinický teploměr, tzn. blízko čela pro IRFT)
- Referenční místo těla, které se IRFT pokouší odvodit (např. jádro nebo orální).
- Délka měření a doba mezi měřeními.
- Rozsah měření.
- Klinická přesnost: nejistota, které má IRFT dosáhnout během rutinního klinického použití.

⁸ Klinická validace pro IRFT je popsána pouze v [6]. [7], 5.5.1.1 uvádí, že požadavky na klinickou přesnost

- Zda je nutné použít ochranný kryt na snímací hlavici teploměru (u IRFT to platí pouze pro teploměry temporální tepny): pokyny o použití teploměru s krytem i bez krytu.
- Informace o tom, zda teploměr měří v přímém režimu nebo v upraveném režimu.
- Informace o baterii.
- Informace o údržbě a kalibraci.

Existuje řada zásad, které je třeba dodržovat (kromě zásad výrobce pokyny), aby se snížila nejistota měření pomocí IRFT. Ty jsou shrnuty jako následuje:

Opatření pro nástroje:

- Teploměr by měl být umístěn ve správné vzdálenosti od pokožky (obvykle několik centimetry) – velikost měřeného cíle by měla být alespoň dvojnásobná výrobcem stanovené FOV. Výrobce by měl uvést rozsah vzdálenosti v návodu k teploměru.
- Teploměr by se měl před použitím přibližně 15 minut tepelně upravovat.
- Během měření nedržte teploměr delší dobu v ruce.
- mohou poskytovat nespolehlivé výsledky měření
- Pro dosažení nejnižší možné nejistoty pro po sobě jdoucí měření počkejte minimálně 30 sekund mezi dvěma měřeními.
- Po výměně baterie obvykle počkejte, až teploměr dosáhne provozní stability alespoň 10 minut.
- Výkon zařízení by měl být kontrolován podle známé sledovatelné teploty odkaz, pokud kdykoli teploměr zaznamenal:
 - provozní teploty mimo pracovní a/nebo skladovací teploty;
 - silné otřesy a pády;
 - silné sluneční světlo;
 - přímý kontakt s vodou, pokud není dobře izolován;
 - úroveň vlhkosti extrémnější, než je uvedeno pro normální provoz výrobce;
 - silná elektromagnetická pole (např. přístroje MRI).
- Výkon zařízení by měl být kontrolován podle známé sledovatelné teploty reference po určité době rutinního používání. Toto období je obvykle specifikováno výrobcem a je nezbytným krokem k zajištění trvalého spolehlivého výkonu teploměru.
- Teploměr se nesmí používat v nevhodných podmínkách (průvan klimatizace, prašnost prostředí, v přítomnosti parazitních zdrojů tepla nebo zdrojů tepelného záření). Přítomnost kteréhokoli z nich může vést k výrazně chybným měřením.
- U zařízení pro temporální tepny by měly být použity kryty dodávané s teploměrem měření. Dbejte na to, aby byl kryt správně umístěn a neblokoval pole pohled na teploměr. Pokud nejsou předepsány jednorázové kryty, čistota optiky musí být přísně dodržována.

Opatření pro pacienty:

- Ujistěte se, že cévní systém na čele nebo v oblasti spánkové tepny je není ovlivněna sklerotickými změnami (nedostatečné prokrvení měřené oblasti).
- Kůže by měla být čistá, s jasným výhledem na cílovou oblast; neměl by být pot, obličej krémy, make-up nebo jiná bariéra, klobouk, vlasy nebo jiná překážka. Brýlové obroučky, některé typy tetování, piercingu nebo jiných kovových předmětů mohou narušit tepelné podmínky měřené plochy; pokud tomu tak je, bude nutné zvolit vhodnější metodu měření.
- Neměřte teplotu bezprostředně po sprchování, plavání atd., když je čelo je mokré.
- Neměřte teplotu na čele bezprostředně poté, co pacient odstraní a pokrývka hlavy/čela – před měřením počkejte alespoň 10 minut.

- Neměřte teplotu na čele bezprostředně poté, co pacient vstoupí do komory prostředí měření z vnějšího okolí (např. pokud je venku chladno, čelo je pravděpodobně bude mít výrazně sníženou teplotu) – počkejte alespoň 10 minut měření.
- Pokud jsou pro stanovení teplotních trendů nutná opakovaná měření, vždy měřit na stejném místě, jinak je možné, že naměřené hodnoty mohou být při rozptylu.
- Neměřte teplotu kojence během kojení nebo bezprostředně po něm kojení.
- Pokud existují pochybnosti o naměřené teplotě (např. neodpovídá tomu, jak pacient cítí), počkejte několik minut a poté měření opakujte. Případně použijte nezávislá klinická metoda.

Je známo, že IRFT jsou upřednostňovány lékaři a pro použití v prostředí veřejného zdraví k detekci horečky subjektů, protože úzký kontakt není nutný. Měla by však platit všechna výše uvedená opatření pečlivě dodržována, a jak bude ukázáno v části 6, některé mohou mít stále významný vliv nejistota měření.

7 Veličiny vlivu měření a související nejistoty

Přesnost IRFT závisí na jeho schopnosti určit teplotu kůže, přesnosti samotného teploměru, jeho schopnost odvodit teplotu jiných klinicky uznaných míst těla z měření a nejistoty při používání.

7.1 Schopnost určit vnitřní tělesnou teplotu

V nedávné publikaci [13] se po shromáždění a prostudování různých publikací dospělo k závěru, že klinické studie (ve kterých byla měření srovnávána s referenčními teplotami jádra) **nikoli podporovat používání čelních teploměrů v klinickém prostředí** pro identifikaci febrilních jedinců a schopnost IRFT měřit tělesnou teplotu byla obecně považována za klinicky mimo přijatelné limity. Když vezmeme v úvahu situaci měření, toto zjištění není překvapivé: teplota kůže velmi závisí jak na prokrvení kůže, tak na podmínkách prostředí. Kvůli těmto faktorům a na základě dosud publikovaných důkazů se nezdá být pravděpodobné, že by byla tato teplota kůže lze spolehlivě korelovat s tělesnou teplotou. V praxi je zapotřebí více studií k posouzení, zda je za jakýchkoli okolností možné použít IRFT spolehlivě určit tělesnou teplotu⁹.

7.2 Výkon IRFT

Obecně všechny infračervené (IR) teploměry fungují stejně. První část této části popisuje nejistoty, kterým podléhají všechny IR teploměry, uvedené v kontextu IRFT, pak další faktory jsou zvažovány specificky pro IRFT.

7.2.1 Obecné specifikace infračerveného teploměru – v kontextu hodnocení IRFT výkon

Norma IEC TS 62492-1:2008 „Průmyslová zařízení pro řízení procesů – Radiační teploměry (tj. bezkontaktní IR) – Část 1: Technické údaje pro radiační teploměry“ [14] popisuje metrologické údaje používané k popisu charakteristik radiačního teploměru a normy IEC TS 62492- 2:2013 „Přístroje pro řízení průmyslových procesů – Radiační teploměry – Část 2: Stanovení technické údaje pro radiační teploměry“ [15] popisuje, jak tyto parametry měřit. The metrologické parametry, které ovlivňují přesnost takových IR teploměrů, jsou:

- Rozdíl teplot ekvivalentního šumu (NETD): jak elektrický šum zevnitř přístroj ovlivňuje indikaci teploty – u IRFT je tato obecně nižší než teplota rozlišení 0,1 °C.
-

⁹ Pamatujte, že u některých zařízení tohoto typu může být možné sledovat teplotní trendy, pokud jsou používány opatrně kontrolované prostředí.

- **Měřicí vzdálenost:** Měřicí vzdálenost by měla být v rámci specifikací výrobce dosah, v závislosti na zorném poli teploměru. V každém případě by to tak mělo být omezeno, aby bylo zajištěno, že průměr cíle je alespoň dvojnásobkem průměru pole pohled (FOV) specifikovaný výrobcem.
- **Zorné pole (FOV, cílová oblast, pole měření):** plochá (obvykle kruhová) oblast měřený objekt, ze kterého radiační teploměr přijímá záření.
- **Velikost efektu zdroje (SSE):** kvantifikuje, jak moc je teplotní odečet záření teploměru se mění při změně velikosti vyzařovací plochy pozorovaného zdroje. Obvykle se vyjadřuje jako procento signálu přicházejícího z cíle. SSE je způsobena rozptyl a difrakce v optickém systému měřicího přístroje. To může být významný zdroj nejistoty pro IRFT.
- **Emisivita:** emisivita povrchu je poměr záření emitovaného z tohoto povrchu na záření vyzařované z černého tělesa o stejné teplotě. V případě IRFT, emisivitu může lze považovat za hodnotu mezi 0,94 a 0,99, takže teploměry by měly být upraveny pro tuto emisivitu. Jakákoli odchylka předpokládané emisivity od skutečné hodnota emisivity měřené může je zdrojem nejistoty. Ta nejistota není ani zdaleka zanedbatelný (řádově několik desetin stupně Celsia) a je funkcí okolní teplota – čím dále je pokožka od okolní teploty, tím vyšší nejistota.
- **Parametr teploty:** parametr, který udává další nejistotu měření hodnota teploty v závislosti na odchylce teploty IRFT od hodnoty pro které platí technické údaje po době zahřátí a za stabilních okolních podmínek.
- **Parametr vlhkosti:** parametr, který poskytuje další nejistotu měření hodnota teploty v závislosti na relativní vlhkosti vzduchu při definované okolní teplotě.
- **Dlouhodobá stabilita:** reprodukovatelnost měření opakovaných po dlouhou dobu (mohou to být dny, týdny nebo měsíce).
- **Krátkodobá stabilita:** reprodukovatelnost měření opakovaných během krátké doby (několik hodin).
- **Doba odezvy:** časový interval mezi okamžikem náhlé změny hodnoty vstupní parametr (teplota objektu) a okamžik, po kterém je naměřená hodnota na IR teploměr zůstává ve stanoveném limitu své konečné hodnoty.
- **Doba zahřívání:** doba potřebná k provozu infračerveného teploměru po zapnutí podle jeho specifikací. Tyto parametry by měl určit výrobce podle IEC TS 62492-2:2013 část 2, který popisuje zkušební metody za účelem přiřazení nejistoty teploměru při provozu v téměř ideálních (laboratorních) podmínkách.

Pro IRFT maximální dovolená chyba (MPE) uvedená v ASTM E1965 – 98 pro infračervené klinické teploměru je 0,3 °C. Pro vyhodnocení by měly být zahrnuty všechny výše uvedené parametry realistické hodnoty pro MPE¹⁰.

7.2.2 Další úvahy týkající se přiřazení nejistot k IRFT

Laboratorní testy proti referencím černého tělesa Normy ISO 80601-2-56:2017 a ASTM E1965 – 98 zahrnují některé požadavky na kalibrace IRFT pro ověření, že nejistota je nižší než MPE ve standardu. Pokud je kryt Kalibrace by měla být provedena pomocí krytu dodávaného s IRFT. **Kalibrace by mělo být provedeno s indikací teploměru v přímém režimu⁵.**

¹⁰ IRFT by měly být označeny regionálním označením kvality (např. označení CE v Evropě), aby bylo uživatelům oznámeno, že jeho shoda byla řádně zkontrolována a má autorizovaný certifikát shody.

V případě normy ISO 80601-2-56:2017 jsou nutné následující požadavky:

- Použití dutiny černého tělesa s emisivitou blízkou 1, speciálně navržené pro tento účel (EN 12470-5 (2003) [16], ASTM E1965 – 98 [7] a JIS T 4207: 2005 [17]), ponořené do izoterm. ohrazení o objemu minimálně 5 litrů.
- Izotermický kryt by měl mít teplotní stabilitu ne větší než $\pm 0,02$ °C a homogenita $\pm 0,01$ °C.
- Použití kalibrovaných referenčních teploměrů s metrologickou návazností a s rozšířená nejistota kalibrace ($k = 2$) pod $0,02$ °C.
- Rozšířená nejistota referenční teploty záření kalibrátoru černého tělesa by měla být nižší než $0,07$ °C¹¹.

Požadavky ASTM E1965 – 98 na testovací zařízení jsou:

- Použití speciální dutiny pro černé těleso uvedené v příloze A1 normy (a vhodné pro kalibrace IRFT — tedy s dostatečně velkou velikostí apertury¹²), vloženým do izotermický kapalinový uzávěr o objemu minimálně 2 l.
- Izotermický kryt by měl mít teplotní stabilitu ne větší než $\pm 0,03$ °C.
- Teplota izotermického krytu by měla být určena pomocí sledování kalibrovaných referenčních teploměrů s rozšířenou nejistotou kalibrace ($k = 2$) níže $0,03$ °C umístěného v kapalině v blízkosti dutiny černého tělesa.

Další testy k potvrzení výkonu u lidských subjektů

Kromě validace/kalibrace v laboratoři, jak je popsáno výše, je klinická validace potřebné ke splnění MPE [8]. Testy klinické přesnosti jsou určeny pro hodnocení přesnosti vestavěné instrumentální nebo kombinované offsety místa nebo obojí a výkon čela/kůže teploměr ve snaze znázornit teplotu klinicky uznané tělesné teploty místa měření skutečných subjektů. Je důležité, aby laboratorní a klinické testy přesnosti byly prováděny přísně, aby bylo zajištěno teploměr splňuje požadované výkonové specifikace. Porovnání různých IRFT má byly popsány v [18]. Bylo změřeno devět teploměrů (tři typy) a porovnány s národními normy a výsledky ukazují, že nejméně pět z nich se dostalo daleko mimo rozsah přesnosti uvedený v jejich výrobců, jakož i to, které vyžaduje norma ASTM. Tato měření, v kombinaci s nedávným přehledem uvedeným v [13] naznačují, že u testovaných IRFT bylo jen málo, pokud vůbec nějaké, vhodné pro měření tělesné teploty.

¹¹ Tato nejistota zahrnuje součásti pocházející z kontaktního referenčního teploměru, kapalinové lázně a emisivita černého tělesa vloženého do kapalné lázně. Pokud jsou odkazy EN 12470-5, ASTM E1965 – 98 nebo JIST IRET, emisivitu černého tělesa lze považovat za přibližně 1,0.

¹² Je možné použít jiné provedení, než je v této příloze; nicméně emisivita takového černého tělesa by měla být ve srovnání s tím známým a použit ke korekci naměřených teplot. Pokud je to možné, černé těleso používané pro kalibraci IRFT by měly mít podobnou velikost jako lidské čelo (přibližně $\phi 50$ mm). To může snížit nejistotu způsobenou opravami SSE (viz část 7.3 níže).

7.3 Nejistota IRFT v klinickém použití

IRFT jsou náchylné ke konkrétním zdrojům nejistoty, které je třeba vzít v úvahu při jejich použití. Ty jsou uvedeny níže a odhady jejich hodnot jsou uvedeny v tabulce 1:

- Rozlišení¹³: při každém měření by mělo být rozlišení teploměru považováno. Rozlišení IRFT je obvykle 0,1 °C.
- Opakovatelnost¹³: směrodatná odchylka měření, pokud existuje více než jeden údaj přijato, jinak by se měla použít hodnota rozlišení.
- Velikost efektu zdroje (SSE)/efekt vzdálenosti: měřená teplota cíle při konstantní teplota se liší v závislosti na velikosti cíle. Z tohoto důvodu by se IRFT měly používat jako co nejbliže k povrchu kůže, aby se dosáhlo minimální velikosti bodu, ze kterého a je provedeno měření. V [18], při udržování pevné vzdálenosti od cíle (5 mm) in aby bylo možné přijímat 98 % záření přicházejícího z cíle, minimální velikost cíle mezi nimi bylo požadováno 11 mm a 19 mm. Tyto oblasti jsou větší, než je v klinické praxi žádoucí. Tak jako příklad z české studie několika IRFT [19] při měření různých velikostí cílů, rozdíl průměrné zobrazené hodnoty teploty byl 0,2 °C. Obecně mají IRFT relativně špatné charakteristiky SSE a používají se na různé vzdálenosti. Pokud výrobcem uváděná vzdálenost použití není dodržena nejistotami několika stupňů Celsia jsou snadno možné. Vzdálenost k cíli souvisí s SSE, protože zvětšování vzdálenosti snižuje pevný úhel sevřený terčem s pevným průměrem. V důsledku toho jako vzdálenost k cíli Pokud je teplota zvýšena, naměřená teplota se stále více odchyluje od skutečné cílové teploty (v mírném podnebí to znamená, že IRFT bude téměř vždy číst nižší, než je pravda hodnota). Výsledky v [18] ukazují, že velikost efektu vzdálenosti v kombinaci s SSE může být velmi velká, což způsobí změnu naměřené teploty o 8 °C (pro jednu z nich testované typy teploměrů) při přemístění teploměru ze 4 mm na 7 mm od a Zdroj o průměru 15 mm při konstantní teplotě 32 °C. Proto se IRFT dotýká chrám by byl opakovatelnější než ten umístěný na dálku – ale to samozřejmě neguje výhoda metody je bezkontaktní.
- Okolní podmínky: související s efektem vzdálenosti, okolní tepelné záření, sluneční záření, klimatizace, vítr atd. Pro zjištění vlivu okolních podmínek zač z [20]. Vliv okolního tepelného záření se zvyšuje s cílovou teplotou se stále více liší od okolní teploty. Požadavek na měření teplota z velmi malé vzdálenosti od čela částečně kompenzuje vliv okolních zdrojů. U některých kvalitnějších teploměrů je výrobce uvádí, že naměřené hodnoty jsou vnitřně kompenzovány na okolní prostředí teplota (okolní teplota je měřena nezávislým senzorem zabudovaným do teploměr). Pokud předpokládáme, že vliv prostředí je kompenzován, my může odhadnout maximální odchylku $\pm 0,1$ °C. Pokud teploměr není kompenzován, vliv okolního tepelného záření, v souladu s [20], se odhaduje, že způsobuje chyby od 0,3 °C do 0,4 °C (za předpokladu nejistoty emisivity 0,005). Všimněte si také okolí podmínky mohou mít významný fyziologický vliv na teplotu čela subjektu – možná snížení teploty o několik stupňů Celsia, pokud byl vystaven chladu počasí těsně před měřením.
- Emisivita: jedná se o složitý problém, protože teploměr obecně kompenzuje pokožku emisivitu s předpokládanou hodnotou a může se také pokusit o korekci pozadí tepelné záření s vnitřním teploměrem. Stanovení emisivity kůže bylo cílem různých klinických studií a byly stanoveny hodnoty v rozmezí 0,94 až 0,99 [10, 11, 12]. Celková nejistota tohoto stanovení je uváděna v rozmezí To vede k řadě příspěvků k nejistotě (viz příloha 2): pokud vezmeme v úvahu $\epsilon = 0,98$ přibližně (0,002 až 0,005); tj. 0,2 % až 0,5 % hodnoty emisivity (maximální hodnoty).

¹³ Měla by být zahrnuta buď standardní odchylka opakovaných odečtů, nebo nejistota rozlišení, podle toho, co nevětší.

Přibližně (0,002 až 0,005); tj. 0,2 % až 0,5 % hodnoty emisivity (maximální hodnoty). $\pm 0,02$ ($u(\epsilon) = 0,02/\sqrt{3} = 0,012$) a $t_{amb} = 20\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$ ($u(t_{amb}) = 2/\sqrt{3} = 1,2\text{ °C}$), standard nejistota pro naměřenou teplotu 37 °C je $0,2\text{ °C}$ pro typický teploměr pracující v $8\text{ }\mu\text{m} - 14\text{ }\mu\text{m}$ (viz příloha 1 a 2). Existovala by další složka pro tepelnou ekvilibraci pokožky – pro nejlepší praxi, před měřením by se měla kůže nechat 10 až 15 minut vyrovnat a poté účinek by měl být malý.

- Vliv krytu sondy (rozdíly mezi různými kryty sondy): to může mít za následek v nižším množství tepelného záření dopadajícího na detektor díky neideálu přenos krytu sondy. Neexistují žádné publikované studie pro IRFT (temporální tepna), proto používáme výsledky infračervených ušních teploměrů (IRET) jako minimální hodnotu ($0,2\text{ °C}$) [21]. Pokud není použit žádný kryt, je hodnota nula.
- Zahřívání teploměru při držení v ruce a tepelným tokem zdroje: v závislosti na konstrukci teploměru (zda má nebo nemá vnitřní regulaci). teplota čidla). Neexistují žádné studie pro IRFT, takže výsledky IRET používáme jako a minimální hodnotu ($0,4\text{ °C}$) [21].
- Tepelná homogenita měřené oblasti: jako příklad z české studie [19] teplota byla měřena po úplné stabilizaci IRFT, pacient byl v klidu po dobu nejméně 30 minut nebylo jeho čelo vystaveno žádnému proudění vzduchu ani jiným poruchám a nebyl pokryt potem a přívod krve do jeho čela nebyl ovlivněn jakýkoli sklerotický proces. Výsledkem je největší teplotní rozsah na pokožce čela odpovídalo $0,2\text{ °C}$ (stanoveno z průměrných teplot naměřených při různých body čela mezi spánky). Je velmi pravděpodobné, že se jedná o podcenění skutečná klinická praxe, kde se teplota pacienta obecně měří během několika málo hodin minut příchodu do posuzovací místnosti, nebo rozsah může být ještě větší, pokud se použije IRFT ve veřejném prostředí nebo venku, kde byly anekdoticky posunuty o několik stupňů hlášeno.
- Drift: pravidelná sledovatelná kalibrace je vždy nutná k udržení přesnosti teploměr. Výrobce by měl uvést informace o době kalibrace¹⁴, ale intervalem kalibrace by se měla řídit také frekvence používání. Výkon IRFT by mohl být výrazně chybně, pokud prodělal šok nějakého druhu, jako je teplota výlety mimo běžný rozsah použití nebo fyzický šok, jako je pád na podlahu, a měl by být zkontrolován před opětovným uvedením do provozu. Nejistota rozpočtu v tabulce 1 je uveden příklad rozpočtu nejistoty (podrobnější informace viz příloha), když byla přijata všechna opatření uvedená v části 6. Nezahrnuje nejistotu schopnost teploměru odhadnout teplotu jádra nebo jiných míst tělesné teploty, což by mohlo dobře být významný, protože v současné době nejsou publikovány žádné sledovatelné studie o hodnocení jádra (nebo jiné) místa tělesné teploty a teplota čela/pokožky. Také se předpokládá, že teploměr má přímý režim, který umožňuje jeho kalibraci pomocí černého tělesa (viz část 7).

¹⁴ Například jeden z požadavků, který by měl výrobce odůvodnit, aby získal označení CE Směrnice Evropské rady 93/42/EHS ze dne 14. června 1993 pro zdravotnické prostředky (zdravotnické prostředky třídy IIa): „kde pokud je to vhodné, měl by výrobce do návodu k použití uvést údaje o bezpečném používání prostředku, včetně potřeby pravidelných kalibrací a/nebo ověřování, aby byla zajištěna spolehlivost provedená měření“.

Tabulka 1: Příklad nejistoty rozpočtu pro IRFT. Celková nejistota je zaokrouhlena a dána stejný počet desetinných míst jako obvyklé rozlišení u tohoto typu teploměru (0,1 °C). Vliv krytu nebyl uvažován, protože se používá pouze u některých velmi specializovaných zařízeních (a v každém případě má tato složka pouze 0,2 °C, takže celkový rozpočet nebude ovlivněn). Je třeba zdůraznit, že se jedná o nejlepší odhad nejistoty – pokud se takové teploměry používají ve veřejném prostředí by nejistota mohla být podstatně větší – dokonce více než dvojnásobná.

Složky nejistoty	Hodnota (maximální chyba) °C	Hodnota (standardní nejistota) °C
Standardizace/počáteční kalibrace		
ASTM E1965 – 98 ISO 80601-2-56:2017	±0,3	0,3√3
Při použití		
Opakovatelnost	0,2 (*)	0,2√12
Velikost efektu zdroje (SSE)/ efekt vzdálenosti	1,0 (**)	0,2√12
Okolní podmínky	±0,1	0,1√3
Emisivita	0,2	0,2
Zahřívání teploměru při držení v ruce a tepelným tokem zdroje	0,4	0,4√12
Homogenita měřené plochy	0,2	0,2√12
Drift (alespoň nejistota kalibrace)	±0,3 °C (***)	0,3√3
Rozšířená nejistota (k=2) [~95% interval spolehlivosti]		0,9 °C

(*) 10 provedených měření s maximální odchylkou dvojnásobku rozlišení.

(**) Z [18], nejlepší hodnota získaná pro IRFT B, obrázek 6.

(***) Byla uvažována odchylka rovnající se MPE.

8 Použitá literatura

[1] "International vocabulary of metrology. Basic and general concepts and associated terms (VIM)". JCGM 200:2008.

[2] Brengelmann G. L., "Dilemma of body temperature measurement" Shiraki, Keizo and Yousef, M.K. Ed. "Man in stressful environments: thermal and work physiology" Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1987, pp 5-22.

[3] Benzinger M., "Tympanic thermometry in anaesthesia and surgery", JAMA, 209, 1969, pp 1207-11.

[4] Webb G. E., "Comparison of esophageal and tympanic temperature monitoring during cardiopulmonary bypass" Anaesthesia and Analgesia, 52, 1973, pp 729-33.

[5] Brinell H. and Cabanac M. T. "Tympanic temperature is a core temperature in humans" J. Therm. Bio. (UK) 14, 1969, pp 47 – 53.

[6] Y. Zhou et al "Clinical evaluation of fever screening thermography: impact of consensus guidelines and facial measurement location" J. of Biom. Opt., 25(9), 097002, 2020.

[7] ASTM E1965 - 98(2016) "Standard Specification for Infrared Thermometers for Intermittent Determination of Patient Temperature".

[8] ISO 80601-2-56:2017 "Medical electrical equipment – Part 2-56: Particular requirements for basic safety and essential performance of clinical thermometers for body temperature measurement".

- [9] Best practice guide “Use of infrared ear thermometers to perform traceable non-contact measurements of human body temperature”.
- [10] F. J. Sanchez-Marin et al “Novel approach to assess the emissivity of the human skin” J. of Biom. Opt., 14(2), 024006, 2009.
- [11] T. Togawa – Non-contact skin emissivity: measurement from reflectance using step change in ambient radiation temperature, Clin. Phys. Physiol. Meas. 10 ,1989.
- [12] J Steketee – Spectral emissivity of skin and pericardium, Phys. Med. Biol. 18, 1973.
- [13] Bolton S., Latimer E. and Clark D. “is there sufficient evidence to support the use of temporary artery and non-contact infrared thermometers in clinical practice? A literature review. J. Global Clinical Engineering, 2-2, 2020, pp 8-16.
- [14] IEC TS 62492-1:2008 “Industrial process control devices - Radiation thermometers - Part 1: Technical data for radiation thermometers”.
- [15] IEC TS 62492-2:2013 “Industrial process control devices - Radiation thermometers - Part 2: Determination of the technical data for radiation thermometers”.
- [16] EN 12470-5:2003 “Clinical thermometers. Part 5: Performance of infrared ear thermometers (with maximum device)”, inactive.
- [17] JIS T 4207: 2005(E) “Infrared ear thermometers”.
- [18] Fletcher T., Whittam A., Simpson R. and Machin G. “Comparison of non contact infrared skin thermometers” J. Medical Engineering & Technology, 2018, <https://doi.org/10.1080/03091902.2017.1409818>.
- [19] J. Vojtišek, MPM 3.2.3/01/16, Měření teploty bezkontaktními teploměry ve zdravotnictví, 2016, Czech metrology society
(https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwj_n8vQrt_tAhUD1hoKHRY4CPEQFjAAegQIARAC&url=https%3A%2F%2Fspolky.csvts.cz%2Fcms%2Fsites%2Fdefault%2Ffiles%2Fmpm_3230116_lekarske_infrateplomery_0.pdf&usg=AOvVaw1JeByVQ4EYp2VFTrNtkiKY).
- [20] CCT-WG5 on Radiation Thermometry: Uncertainty Budgets for Calibration of Radiation Thermometers below the Silver (2008).
- [21] PUŠNIK, Igor, DRNOVŠEK, Janko. Infrared ear thermometers - parameters influencing their reading and accuracy. Physiological measurement. [Print ed.]. 2005, vol. 26, pp. 1075-1084.
- [22] “Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM)” JCGM 100:2008.
- [23] P Saunders, “Calibration and use of low-temperature direct-reading radiation thermometers”, Measurement Science and Technology, 20, 025104, 2009.
- [24] P Saunders, A Manoi, “Uncertainties in blackbody corrections for low-temperature radiation thermometers”, Metrologia, 57, 024002, 2020, <https://doi.org/10.1088/1681-7575/ab64a9>.

PŘÍLOHA 1. Matematický model a výpočet nejistoty

Tato příloha uvádí podrobnosti o tom, jak byly odhadnuty hodnoty nejistoty v tabulce 1. Během měření bylo provedeno 10 měření IRFT a maximální odchylka byla dvojnásobná rozlišení. Konečná naměřená hodnota je určena jako aritmetický průměr (t_{mean}) a standardní odchylka se určí průměrná naměřená hodnota (0,06 °C). Rozlišení použitého IRFT je 0,1 °C, nižší než opakovatelnost, takže v rozpočtu nejistot byla uvažována pouze opakovatelnost. Vyhovuje to ASTM E1965 – 98 s MPE 0,3 °C a nebyl překalibrován. Maximální drift rovný MPE se uvažuje za jeden rok. (V případě, že byl IRFT překalibrován, nejistota kalibrace, plus korekce, pokud není aplikována, by měla být uvažována místo MPE a drift může být vypočten jako rozdíl mezi po sobě jdoucími kalibracemi).

Hodnotu naměřené teploty t_x lze odhadnout pomocí následujícího vztahu:

$$t_x = t_{\text{mean}} + \delta t_{\text{std}} + \delta t_{\text{amb}} + \delta t_{\text{SSE}} + \delta t_{\text{cover}} + \delta t_{\text{heat}} + \delta t_{\epsilon} + \delta t_{\text{hom}} + \delta t_{\text{drif}} \quad (1)$$

kde:

t_{mean} : aritmetický průměr provedených měření;

δt_{std} : korekce kvůli opakovatelnosti teploměru;

δt_{amb} : korekce vlivem okolních podmínek;

δt_{SSE} : korekce v důsledku SSE a efektu vzdálenosti;

δt_{cover} : korekce vlivem krytí;

δt_{heat} : korekce vlivem zahřívání při držení teploměru v ruce a teplem tok zdroje;

δt_{ϵ} : korekce vlivem emisivity kůže;

δt_{hom} : korekce kvůli homogenitě měřeného povrchu;

δt_{drif} : korekce v důsledku driftu teploměru.

Všechny opravy v (1) jsou obvykle neznámé a lze je považovat za nulové, pouze je vezmeme v úvahu jako složky nejistoty. Použití zákona šíření nejistot [22] v (1) a za předpokladu nezávislost na proměnných, dostaneme $u(t_x)$:

$$u^2(t_x) = u^2(t_{\text{mean}}) + u^2(\delta t_{\text{std}}) + u^2(\delta t_{\text{amb}}) + u^2(\delta t_{\text{SSE}}) + u^2(\delta t_{\text{cover}}) + u^2(\delta t_{\text{heat}}) + u^2(\delta t_{\epsilon}) + u^2(\delta t_{\text{hom}}) + u^2(\delta t_{\text{drif}}) \quad (2)$$

Kde:

$u(t_{\text{mean}})$ je nejistota způsobená MPE, $\pm 0,3$ °C považována za maximální chybu, takže při použití obdélníku rozdělení vypočteme $0,6/\sqrt{12} = 0,3/\sqrt{3}$ jako standardní nejistotu;

$u(\delta t_{\text{std}})$ je nejistota způsobená opakovatelností, v tomto případě směrodatná odchylka měření, 0,06 °C;

$u(\delta t_{\text{amb}})$ je nejistota způsobená vlivem okolních podmínek, $\pm 0,1$ °C považováno za maximum chybu, takže pomocí pravouhlého rozdělení vypočítáme jako standardní nejistotu $0,2/\sqrt{12} = 0,1/\sqrt{3}$;

$u(\delta t_{\text{SSE}})$ je nejistota způsobená SSE, 0,2 °C považována za maximální chybu, takže pomocí obdélníku rozdělení vypočítáme $0,2/\sqrt{12}$ jako standardní nejistotu;

$u(\delta t_{\text{cover}})$ je nejistota způsobená vlivem krytí, $0,2 \text{ }^\circ\text{C}$ považována za maximální chybu, takže pomocí a pravouhlé rozdělení vypočítáme $0,2/\sqrt{12}$ jako standardní nejistotu;

$u(\delta t_{\text{heat}})$ je nejistota způsobená vlivem zahřívání při držení teploměru v ruce a při tepelný tok zdroje, $0,4 \text{ }^\circ\text{C}$ považován za maximální chybu, takže pomocí pravouhlého rozdělení jsme vypočítat $0,4/\sqrt{12}$ jako standardní nejistotu;

$u(\delta t_{\epsilon})$: je nejistota způsobená emisivitou kůže, s použitím rovnic v příloze 2, s $\epsilon = 0,98 \pm 0,02$ ($u(\epsilon) = 0,02/\sqrt{3} = 0,012$) a $t_{\text{amb}} = 20 \text{ }^\circ\text{C} \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$ ($u(t_{\text{amb}}) = 2/\sqrt{3} = 1,2 \text{ }^\circ\text{C}$), standardní nejistota pro naměřené teplota $37 \text{ }^\circ\text{C}$ je $0,2 \text{ }^\circ\text{C}$ pro typický teploměr pracující v $8 \text{ }\mu\text{m} - 14 \text{ }\mu\text{m}$;

$u(\delta t_{\text{hom}})$: je nejistota způsobená homogenitou měřeného povrchu, $0,2 \text{ }^\circ\text{C}$ považována za maximální chyba, takže pomocí pravouhlého rozdělení vypočteme $0,2/\sqrt{12}$ jako standardní nejistotu;

$u(\delta t_{\text{drift}})$ je nejistota způsobená driftem, $\pm 0,3 \text{ }^\circ\text{C}$ považována za maximální chybu, takže při použití obdélníku rozdělení vypočteme $0,6/\sqrt{12} = 0,3/\sqrt{3}$ jako standardní nejistotu.

Tabulka 1 v části 7.3 ukazuje rozpočet nejistoty s konečným výpočtem.

PŘÍLOHA 2. Výpočty emisivity

Předpokládá se, že teplota, T_{meas} , zobrazená na displeji čelního teploměru je dána [1]

$$S(T_{meas}) = \frac{S_{meas}}{\varepsilon_{instr}} + S(T_{det}), \quad (1)$$

kde $S(T)$ je funkce odezvy teploměru na signál a teplotu (přibližná pomocí Sakuma–Hattoriho rovnice), ε_{instr} je nastavení instrumentální emisivity na teploměru, T_{det} je vnitřní teplota detektoru a S_{meas} odpovídá čistému záření na detektoru. To druhé je dáno tím [23]

$$S_{meas} = \varepsilon S(T) + (1 + \varepsilon)S(T_{amb}) - S(T_{det}), \quad (2)$$

kde ε je emisivita cíle (čela), T je skutečná teplota cíle a T_{amb} je teplota okolí. Rovnice (2) odpovídá rozdílu mezi zářením dopadajícím na detektor (první dva členy) a emitovaným samotným detektorem (třetí člen).

Dosažením rovnice (2) do rovnice (1) získáme

$$S(T_{meas}) = \frac{\varepsilon S(T) + (1 - \varepsilon)S(T_{amb}) - (1 - \varepsilon_{instr})S(T_{det})}{\varepsilon_{instr}} = S(T) + \frac{(1 - \varepsilon_{instr})}{\varepsilon_{instr}} [S(T_{amb}) - S(T_{det})] + \frac{(\varepsilon - \varepsilon_{instr})}{\varepsilon_{instr}} [S(T) - S(T_{amb})]. \quad (3)$$

Takže na ε_{instr} a T_{amb} jsou dvě podmínky, které jsou nutné k tomu, aby se T_{meas} rovnal T : (buď $\varepsilon_{instr} = 1$ nebo $T_{amb} = T_{det}$) a (buď $\varepsilon_{instr} = \varepsilon$ nebo $T_{amb} = T$). Obecně platí, že obě podmínky nebudou platit, takže tam bude rozdíl mezi T_{meas} a T .

Tento rozdíl bude považován za složku nejistoty. Zde se bude předpokládat, že teploměr bylo umožněno uvést do rovnováhy s prostředím, takže $T_{det} = T_{amb}$ (ačkoli se bude předpokládat, že je nejistota spojená s hodnotou T_{det}). Kromě toho by se mělo předpokládat, že emisivita cíle (kůže na čele) se pohybuje v rozmezí [10, 11, 12] s pravoúhlým rozložením.

Koeficienty citlivosti $\partial T_{meas} / \partial \varepsilon$ a $\partial T_{meas} / \partial T_{det}$ jsou dány [24].

$$\frac{\partial T_{meas}}{\partial \varepsilon} = \frac{(AT_{meas} + B)^2 [S(T) - S(T_{amb})] \left[1 - \exp\left(-\frac{c_2}{AT_{meas} + B}\right) \right]}{\varepsilon_{instr} c_2 A S(T_{meas})} \quad (4)$$

a

$$\frac{\partial T_{meas}}{\partial T_{det}} = -\frac{(1 - \varepsilon_{instr})(AT_{meas} + B)^2 S(T_{det}) \left[1 - \exp\left(-\frac{c_2}{AT_{meas} + B}\right) \right]}{\varepsilon_{instr} (AT_{det} + B)^2 S(T_{meas}) \left[1 - \exp\left(-\frac{c_2}{AT_{det} + B}\right) \right]}, \quad (5)$$

kde A a B jsou koeficienty vlnové délky a šířky pásma Sakuma-Hattoriho rovnice,

$$S(T) = \frac{C}{\exp(c_2 / (AT + B)) - 1}. \quad (6)$$

Kombinovaná standardní nejistota $u(T_{meas})$ je dána vztahem

$$u(T_{meas}) = \sqrt{\left(\frac{\partial T_{meas}}{\partial \varepsilon} u(\varepsilon) \right)^2 + \left(\frac{\partial T_{meas}}{\partial T_{det}} u(T_{det}) \right)^2} \quad (7)$$

Všimněte si, že existují také nejistoty způsobené nejistotami v odhadovaných hodnotách A a B, ale jsou bezvýznamné. Všimněte si také, že korekce $T - T_{\text{meas}}$, jak je vypočtena z rovnice (3), by nebyla při použití je celková rozšířená nejistota ($k = 2$) v souladu s GUM dána pomocí

$$U(T_{\text{meas}}) = 2u(T_{\text{meas}}) + |T - T_{\text{meas}}|. \quad (8)$$

Rozšířená nejistota daná rovnicí (8) udává nejistotu teploty kůže při teplotě čas měření a nebere v úvahu vztah mezi teplotou kůže a tělesným jádrem teplota.