



NÁVODOVÝ DOKUMENT PRO POUŽITÍ TERMOKAMER K PROVÁDĚNÍ BEZKONTAKTNÍHO SCREENINGU TĚLESNÉ TEPLoty LIDSKÉHO TĚLA

Autoři: I. Pusnik (UL, Slovinsko), P. Saunders (MSL, Nový zéland), F. Girard (INRIM, Itálie), L. Knazovicka (ČMI, Česká republika), R. Simpson (Velká Británie, UK), G. Machin (NPL, Velká Británie), D. Cardenas Garcia (CENAM, Mexiko), Q. Wang (FDA, USA), K. Kuelhas (INMETRO, Brazílie), M. Sadli (CNAM, Francie), Ö. Pehlivan Yildirim (TUBİTAK UME, Turecko) F.E. Liebmann (Fluke, USA), J. Gust (Fluke, USA), K. Howell (EAT, Velká Británie)

Verze 3 Červenec 2023

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

Obsah

Rozsah	3
1. Cíl	3
2. Termíny a definice	3
3. Protokol pro screening teploty lidského těla termokamerou	5
4. Podrobné vysvětlení termografického zobrazování	6
4.1. Úvod	6
5. Princip měření teploty bezkontaktními teploměry a termokamerami	9
5.1. Specifika termokamery	9
6. Návod k obsluze	10
7. Ovlivňující veličiny a přesnost	11
7.1. Schopnost určit (jádro) tělesné teploty	11
7.2. Přesnost termokamery	12
7.3. Nejistoty měření při kalibraci a použití termokamer	14
8. Zkušební metody/kalibrace termokamer	17
9. Postup teplotního screeningu	18
10. Příloha A: Zorné pole termokamery (FOV) a efekt velikosti zdroje (SSE)	19
11. Reference	21

Rozsah

Tento dokument platí pro termokamery, které se používají ke screeningu teploty lidského těla. Screening v tomto případě znamená vyšetření tělesné teploty člověka na základě objektivu měření. Povrchově pro rychlá měření obvykle velkého počtu lidí v termice snímkování se jeví jako optimální řešení. Uživatelé však musí věnovat velkou pozornost vývoji a protokol o měření, který neohrozí spolehlivost a přesnost měření. Pro termokamery měřící teplotu lidského těla v přímém (neupraveném) režimu s emisivitu nastavenou na emisivitu pokožky, rozsah teplot by měl být alespoň 30 °C až 40 °C. Pro termiku snímače měřící teplotu lidského těla v nepřímém (upraveném) režimu (tj stanovení tělesné teploty pomocí vnitřního algoritmu založeného na měření kůže teplota), rozsah teplot by měl pokrývat alespoň 35 °C až 42 °C.

1. Cíl

Cílem tohoto dokumentu je podrobně popsat správnou praxi a poskytnout provozní postupy pro screening teploty lidského těla při použití termokamer uvedených v rozsahu, v s cílem s nejvyšší možnou spolehlivostí odhalit osoby se zvýšenou tělesnou teplotou, která může naznačovat přítomnost infekčního onemocnění, a tak zvýšit účinnost tepelného zobrazování při omezování šíření infekcí.

2. Termíny a definice

Ačkoli jsou v metrologické komunitě následující termíny a definice dobře známé, existují velká potřeba společného porozumění mezi veřejností. Proto některé z nejčastějších termínů a zde jsou uvedeny definice, které jsou pro tento dokument důležité.

Návaznost měření

Vlastnost výsledku měření, přičemž výsledek lze vztáhnout k referenci prostřednictvím a dokumentovaný nepřerušovaný řetězec kalibrací, z nichž každá přispívá k nejistotě měření.

Kalibrace

Operace, která za určitých podmínek v prvním kroku stanoví vztah mezi množstvím hodnoty s nejistotami měření stanovenými standardy měření a odpovídajícími indikace s přidruženými nejistotami měření a ve druhém kroku tyto informace využívá k vytvořit vztah pro získání výsledku měření z indikace. Kalibrace by neměla být zaměřovat s nastavením ani s ověřováním.

Seřízení (měřícího systému)

Soubor operací prováděných na měřícím systému tak, aby poskytoval předepsané indikace odpovídající daným hodnotám veličiny, která má být měřena.

Ověření

Poskytnutí objektivního důkazu, že daná položka splňuje stanovené požadavky.

Přesnost

Přesnost¹ měření (systému) je blízkost shody mezi výsledkem a hodnotu měřené veličiny a skutečnou hodnotu měřené veličiny.

¹Mnoho výrobců používá ve svých specifikacích termín přesnost k popisu „mezi chyb“

Meze chyby

Meze chyby jsou maximální nadhodnocení a maximální podhodnocení z kombinace výběrových a nevýběrových chyb.

Nejistota měření

Nejistota měření je nezáporný parametr charakterizující statistický rozptyl hodnoty přisuzované měřené veličině nebo měřené veličině.

Výsledek měření

Výsledek měření je úplný pouze tehdy, je-li k němu připojeno prohlášení o souvisejícím nejistota. Výsledek měření po korekci na rozpoznané systematické efekty je stále pouze odhad hodnoty měřené veličiny z důvodu nejistoty vyplývající z náhodných vlivů a z nedokonalé korekce výsledku pro systematické efekty.

Mezilaboratorní srovnání (ILC)

Mezilaboratorní porovnávání (ILC) znamená organizaci, realizaci a vyhodnocování výsledků měření a testování stejných nebo podobných zkušebních položek/vzorků prováděné dvěma nebo více než dvě laboratoře v souladu s předem stanovenými podmínkami. Mezilaboratorní srovnání (ILC) jsou organizovány buď za účelem kontroly schopnosti laboratoří poskytovat jim přesné výsledky testování zákazníků nebo zjistit, zda určitá analytická metoda funguje dobře a je vhodná pro svůj záměr účely.

Citlivost

Citlivost screeningového testu je definována různými způsoby, typicky jako je citlivost schopnost screeningového testu detekovat skutečně pozitivní, je založena na skutečné pozitivní míře, odrážející a schopnost testu správně identifikovat všechny lidi, kteří mají onemocnění, nebo, pokud je to 100%, identifikovat všechny lidi s podmínkou zájmu těch lidí, kteří mají v testu pozitivní výsledky.

Specifičnost

Specifičnost testu je definována různými způsoby, typicky jako specifičnost je schopnost screeningový test k detekci skutečně negativního, který je založen na skutečném negativním poměru a správně identifikuje lidi, kteří nemají onemocnění, nebo, pokud je to 100%, identifikovat všechny pacienty, kteří tento stav nemají zájem těch lidí, kteří mají test negativní.

3. Protokol pro screening teploty lidského těla termokamerou

Termokamery jako měřicí přístroje hrají důležitou roli v mnoha aplikacích. V rostoucím počtu aplikací, jejich úlohou je provádět kvantitativní měření teploty. Zahrnuto v takových aplikacích je monitorování teploty lidského těla pro řízení pandemie. Aby bylo zajištěno, že tyto měření jsou prováděna správně, měli bychom být schopni určit návaznost a měření. Potřebujeme tedy znát korekce nástroje a s nimi spojené nejistoty pro celý proces měření. To by mělo začít sledovatelnou kalibrací termokamery v akreditované kalibrační laboratoři.

Screening teploty lidského těla termokamerou není účinnou metodou k určení, zda někdo má COVID-19, ale mohl by být použit jako diagnostický nástroj pro identifikaci lidí se zvýšeným onemocněním tělesná teplota, která je možným příznakem infekce. Zvýšená teplota zjištěná teplotním čidlem imager by pak měl být potvrzen uznávaným kalibrovaným klinickým teploměrem (ušní, axilární, orální).

Přesnost tělesné teploty pomocí termovizních systémů závisí na velmi pečlivém nastavení, obsluhu proškolenou obsluhou a řádnou přípravu měřené osoby. Proto, simultánní měření teploty více lidí má velmi omezenou spolehlivost a nemělo by být přes jeho zjevné výhody (měřeno více lidí v reálném čase).

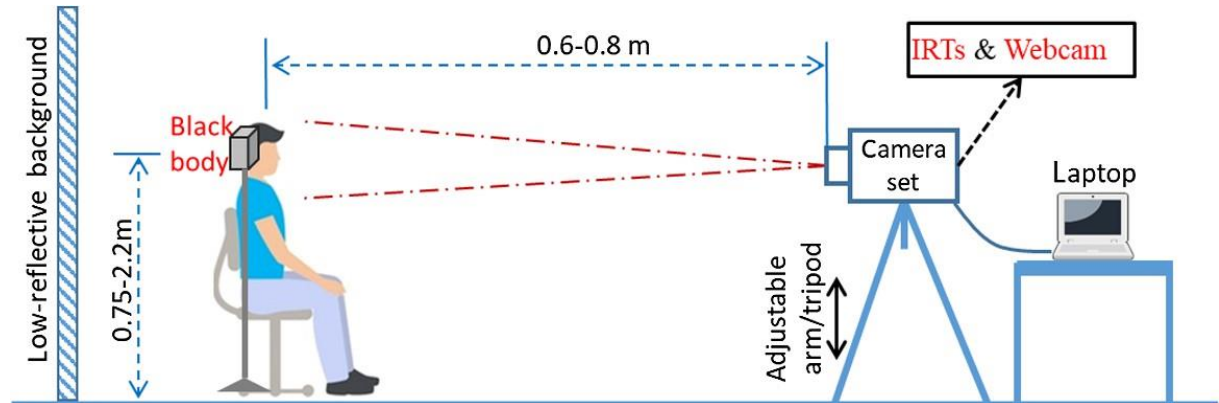
Hlavní nevýhody termovize pro přesné měření lidského těla jsou:

- Neznámý a nestandardizovaný vztah mezi teplotou měřené oblasti (čelo, oční koutek atd.) a tělesné teploty. Jakmile je tento rozdíl důsledně vyhodnoceno návaznou termometrií (je předmětem výzkumu) by se dalo započítat termovizním systémem nebo se použije jako korekce po měření.
- Vliv podmínek prostředí, ideálně by měla být měření prováděna v níže uvedené podmínky:
 - Řízené prostředí (teplota 18 °C až 24 °C, relativní vlhkost 10 % až 75 %, kde není průvan a prach. Velké odchylky od požadovaného kontrolovaného okolí podmínky mohou vést ke zvýšené nejistotě.
 - Vyhněte se reflexnímu pozadí (kovové povrchy, sklo, zrcadla atd.).
 - Vyhněte se zdrojům sálavého tepla (přímé nebo nepřímé sluneční světlo, zdroje tepla, žárovky, osvětlení halogenovými a wolframovými žárovkami apod.) v blízkosti (zejména v zorném poli), ale také v pevné a krátké vzdálenosti od měřené osoby)
- Rozdíly v podmínkách jednotlivců:
 - Osoby by měly počkat v měřicí místnosti alespoň 10 minut na aklimatizaci, nebo více (30 minut), pokud se předtím věnovali fyzické aktivitě, koupání, opalování nebo podobně.
 - Odstraňte překážky na obličeji nebo na čele (maska, brýle, šátek, čepice, vlasy v oblasti obličeje, kosmetika atd.) – před aklimatizačním obdobím
 - Obličej osoby musí být čistý a suchý (bez pocení!)

Chcete-li provádět spolehlivá a přesná měření teploty pomocí termokamery, je třeba dodržovat všechny následující musí být splněny podmínky:

- systém musí být nastaven v kontrolovaných podmínkách prostředí (jak je popsáno výše), s správné umístění a vhodná pevná vzdálenost (co nejkratší v závislosti na optice a termovizní kamera);
- systém musí být nastaven a zapnut alespoň 30 minut před měřením,
- systém musí být provozován podle pokynů výrobce a dalších instrukce vztahující se ke konkrétnímu případu, napsané odborníky na termovizi;
- obsluha systému musí být řádně proškolená (např. si alespoň přečíst a zvážit tento pokyn opatrně;

- měřená osoba by měla být řádně připravena (jak je popsáno výše) a dívat se přímo do termovizní kamery.
- obrázek by měl pokrýt celý obličej měřené osoby. Stabilní externí teplotní referenční zdroj (ETRS) používaný jako reference pro teplotní kompenzaci může zvýšit přesnost měření, i když to může mírně zmenšit oblast obličeje v termogramu kvůli zahrnutí ETRS



Obrázek 1: Příklad nastavení termovizního systému (<https://doi.org/10.1117/1.JBO.25.9.097002>)

Obrázek 1 je uveden pouze jako příklad. Vzdálenost měření závisí na optice termovizního systému, černé tělo může být ETRS, osoba může sedět nebo stát atd.

4. Podrobné vysvětlení termografického zobrazování

4.1. Úvod

Existuje několik metod měření teploty (a tím i teploty lidského těla). V závislosti na typu zařízení pro měření teploty (teploměr nebo termokamera) a měřený objekt, lze je klasifikovat jako:

- Kontaktní metody.
- Bezkontaktní metody

Kontaktní metody jsou takové, při kterých je teplotní senzor v přímém kontaktu s předmětem. Takové metody vyžadují určitou čekací dobu k dosažení tepelné rovnováhy mezi objektem a objektem teploměru, který závisí na časové konstantě měřicího přístroje a na term vlastnosti objektu.

Bezkontaktní metody jsou založeny na tom, že všechna tělesa vyzařují tepelné záření. Tepelné záření mohou být detekovány a měřeny vhodným senzorem na určitou vzdálenost. V tomto případě neexistuje přímý kontakt mezi teplotním čidlem a objektem, jehož teplota je měřena. Bezkontaktní měření teploty je však obecně méně přesné než kontaktní mimo jiné kvůli následujícím účinkům:

- Kapacita objektu vyzařovat tepelné záření je omezená; toto je charakterizováno pojmem emisivita. V mnoha případech není emisivita objektu známa v přijatelném rozsahu stupeň důvěry.
- Charakter prostředí, kterým se tepelné záření šíří z objektu vůči teplotnímu čidlu (podmínky prostředí).
- Přítomnost horkých nebo studených předmětů v blízkosti objektu (potenciální zdroje odražené záření), zejména při měření vysoce reflexních povrchů. Všimněte si však že lidská kůže není vysoce reflexní.
- Schopnost teploměru správně shromažďovat emitované tepelné záření z specifikovaná oblast na objektu (optické vlastnosti čoček – zorné pole, efekt velikosti zdroje, propustnost, vzdálenost... – vlnová délka detektoru, vyrovnání atd.)

- A konkrétně pro měření tělesné teploty existuje složitý vztah mezi místem měření a referenčním místem (tj. místem na pacientovi, ke kterému výstupní teplota se vztahuje), která může být ovlivněna cirkadiálním rytmem, věkem atd.

Tělesná teplota pacienta je důležitým vitálním znakem pro posouzení celkového zdravotního stavu, obvykle v kombinaci s krevním tlakem a srdeční frekvencí. Zjištění, zda je pacient afebrilní, febrilní, popř hypotermický je cílem klinického zařízení na měření teploty. V případě měření člověka tělesné teploty, účelem klinického teploměru je vyhodnotit skutečnou teplotu a referenční místo těla a určit, jak to souvisí s vnitřní teplotou těla.

Za tělesnou teplotu se obecně považuje teplota krve v srdci a mozek [1]. Core je však spíše koncept než praktické místo pro tělo. Plicní tepna, distální jícen nebo močový měchýř jsou považovány za teplotní místa, kde bychom mohli získat jádro tělesná teplota, ale je nutné zavedení invazivního katétru. Často to nemusí být odůvodněné mimo operační sály nebo jednotky intenzivní péče. Měření teploty bubínku membrány jsou považovány za méně invazivní a pokud je to možné, měly by být pro tento účel použity stanovení tělesné teploty [2], [3], [4].

Místa měření, která lze také použít k odvození tělesné teploty, jsou:

- Orální, rektální nebo axilární místa, kde se tradičně měří kontaktními teploměry. Tyto místa jsou však vybírány spíše pro pohodlí než pro spolehlivost reprezentace tělesné teploty.
- Kombinace zvukovodu a bubínku je vhodná pro rutinní bezkontaktní použití měření teploty lidského těla. Zvukovod je téměř ideální dutina černého těla pro infračervené měření tělesné teploty. Anatomicky, zvukovod je mírně zakřivená trubice u dospělého člověka dlouhá asi 2,5-3 cm. Kanál je v pořádku izolován z vnějšku a je blízko hlavních mozkových tepen. Končí s bubínku, jen asi 3 cm od hypotalamu, což je tělo centrum tepelné regulace a sdílí stejné krevní zásobení. Hluboký zvukovod kombinace teploty a tympanické membrány, měřeno infračerveným (IR) uchem teploměr, je relativně blízko teplotě hypotalamu. IR ušní teploměry se za kontrolovaných podmínek prokázaly jako přesné a jejich sledovatelnost může být zajištěno a ověřeno [5], [6].
- IR záření vyzařované kůží lze použít k určení povrchové teploty a lidské tělo. Povrchová tělesná teplota však značně závisí jak na kůži krevní perfuze a podmínky prostředí, a proto s výjimkou pod pečlivě kontrolované podmínky, teplota kůže nemůže být nezávisle a přesně koreluje s tělesnou teplotou.

Pro každé místo referenčního tělesa existují různé teploty podle rovnováhy mezi teplem výroba, přenos tepla a tepelné ztráty. Laboratorní ověření klinického měření teploty samotné zařízení nestačí, protože algoritmus nastavení pro získání indikovaného teplota zahrnuje charakteristiky pacienta a prostředí. Proto ta přesnost klinického teploměru je nutné ověřit ve dvou krocích [7]:

- Porovnáním jeho indikované teploty v přímém² s režimem reference teploměr, který má specifikovanou nejistotu pro měření skutečné teploty při referenční místo. Pro klinický kontaktní teploměr v rovnováze může klinická přesnost být dostatečně stanoven v laboratorních podmínkách, které vytvářejí rovnovážný stav mezi dvěma teploměry (kalibrace).

²Nazývá se také režim kalibrace, testu nebo neupravený režim

- Pomocí statistických metod, které porovnávají indikovanou teplotu v nepřímém³ režimu s referenčním klinickým teploměrem, který má specifikovanou klinickou přesnost reprezentovat teplotu referenčního místa těla. Pro klinický teploměr v provozu nepřímý (upravený) režim laboratorní přesnost se ověřuje v přímém režimu a klinická přesnost je ověřena v nepřímém (upraveném) režimu s dostatečně velkým skupina lidských subjektů. Tento postup provádí výrobce.

Klinický teploměr by měl uvádět referenční místo těla, jehož teplota má být měřeno. Pokud klinický teploměr měří více než jedno místo referenčního těla, musí být zřetelně zobrazeno; například: režim C, upravený na jádro; režim O, upraven na orální; režim E, přizpůsobený uchu kanál; atd. Klinický teploměr v nepřímém (upraveném) režimu zobrazuje teplotu, která je vypočítaná interním matematickým algoritmem na základě statistické korelace z hodnoty přímé měření teploty na místě měření na hodnotu zvoleného referenčního jádra nebo místo mimo jádro těla.

³ Také se nazývá upravený režim.

5. Princip měření teploty bezkontaktními teploměry a termokamerami

Čelní nebo kožní infračervené teploměry a termokamery jsou optoelektronické přístroje, které jsou schopné bezkontaktního měření infračerveného záření vyzařovaného z povrchu člověka těla (kůže) a transformace tohoto měření na teplotu záření. Mají několik výhod oproti kontaktním teploměrům:

- Kratší doba odezvy (jedna sekunda ve srovnání s 10 sekundami nebo dokonce minutami).
- Bezkontaktní měření (dodržování určité vzdálenosti mezi přístrojem a měřený předmět).

Technicky je měření teploty kůže podobné jako u zvukovodu [8], ale se dvěma významné rozdíly. První rozdíl spočívá v tom, že emisivita kůže se může lišit místo od místa v rozsah od 0,94 do 0,999 [9], [10]⁴, zatímco zvukovod má efektivní emisivitu blízkou 1.

Druhým rozdílem je zorné pole (viz část 5), které u mnoha čelních teploměrů a termokamery mohou být poměrně velké, zatímco zorné pole ušního teploměru je omezeno na bubínku nebo kombinaci hlubokého zvukovodu/tympanické membrány. To může vyžadovat provádění měření na relativně krátké a nejlépe pevné vzdálenosti se správným zaostřením. Pro minimalizaci nesprávného čtení, konstrukce termokamery by měla zajistit infračervené záření odebrané z omezené a dobře specifikované oblasti povrchu kůže, aby se zabránilo jakémukoli bludnému tepelnému záření ze sousedních tkání (např. vlasů) a předmětů s různou povrchovou teplotou a emisivitu (viz obrázek 2).



Obrázek 2: Zorné pole termokamery musí správně obsahovat měřený objekt soustředit se. Obrázek vlevo ukazuje správné zaostření, zatímco obrázek vpravo ukazuje neostře obraz.

5.1. Specifika termokamery

Detektorem termokamery je tzv. fokální rovinné pole (FPA), což je matice tvořená z malých detektorů, z nichž každý tvoří jeden pixel tepelného snímku sestávajícího z velkého počtu pixelů v horizontálním a vertikálním směrem. Detektor termokamery může být buď chlazený popř nechlazený. Přestože nechlazené detektory nabízejí významné výhody z hlediska ceny, životnosti, velikosti, hmotnost a výkon, chlazené senzory nabízejí výrazně zvýšenou citlivost a v mnoha případech také zvýšený dosah a lepší rozlišení kvůli nižšímu elektronickému šumu během provozu [11].

⁴Protože 0,999 je typicky emisivita vysoce kvalitního černého tělesa, autoři této příručky se domnívají, že realistická hodnota emisivity kůže bude podstatně nižší. Metrologicky založená hodnocení je naléhavě vyžadována emisivita kůže.

Termokamery, které jsou vyvinuty speciálně pro teplotní stínění, mohou mít vnější teplotní referenční zdroj (ETRS), což je zdroj záření o známé teplotě ve formě šedého nebo černého tělesa a mohl by sloužit jako referenční teplota. ETRS je umístěn v poli pohledu společně s lidskou tváří, možná ve stejné ohniskové rovině. ETRS poskytuje stabilní zdroj záření pro kompenzaci posunu detektoru.

Termokamery mají přímé nastavení prahové teploty buď s přednastavenou hodnotou nebo hodnotou který se nastavuje ručně. Prahová teplota představuje hodnotu, nad kterou se člověk nachází potenciálně febrilní.

Teplotní screening může být prováděn dvěma různými způsoby v závislosti na počtu měření jedinci:

- Hromadný screening řízeného toku lidí (obecně se nedoporučuje, proto tomu je třeba se pokud možno vyhnout).
- Screening jednotlivé osoby na pevnou vzdálenost a ve stacionární poloze (výhodné řešení).

Byly vyvinuty tři normy týkající se termokamer pro teplotní stínění nedávno: IEC 80601-2-59: 2017 Zdravotnická elektrická zařízení – Část 2-59: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a základní výkon screeningových termografů pro lidskou febrilní teplotu screening [12]; ISO/TR 13154: 2017 Zdravotnická elektrická zařízení – Nasazení, implementace a provozní pokyny pro identifikaci febrilních lidí pomocí screeningového termografu [13]; SS 582: Část 1:2020 Specifikace pro termokamery pro screening lidské teploty – požadavky a test metody [14] a SS 582:Part 2:2020 Specifikace pro termokamery pro lidskou teplotu screening – Prováděcí pokyny [15].

Normy IEC 80601-2-59 a SS 582:2020 pro účely teplotního stínění vyžadují termokamera musí mít alespoň 320 × 240 pixelů, z nichž alespoň 240 × 180 pixelů musí pokrývat oblast zájmu (ROI), což je úplný obličej při měření teploty lidského těla.

6. Návod k obsluze

Návod k obsluze by měl obsahovat informace o obecném a specifickém použití zařízení. Nejdůležitější specifikace pro termokamery jsou:

- Rozsah měření.
- Spektrální odezva.
- Podmínky prostředí (teplota, relativní vlhkost).
- Laboratorní přesnost.
- Jednotnost tepelného obrazu.
- Minimální řešitelný rozdíl teplot.
- Klinická přesnost (pokud je stanovena).
- Informace, zda termokamera měří v přímém (neupraveném) režimu nebo v nepřímém (upravený) režim s jasnou indikací a vysvětlením upravených režimů. Univerzální termokamery nezobrazují teplotu místa referenčního tělesa; proto, měla by být vhodná úprava pro teplotní limit v místě měření stanoveno v protokolu o měření.
- Vzdálenost k objektu. Termokamera by měla být umístěna ve správné vzdálenosti od kůže (obvykle co nejbližší k minimální zaostřovací vzdálenosti). Výrobce by měl uvést rozsah vzdálenosti ve specifikacích.
- Doba potřebná k zahřátí po zapnutí termokamery.

- Doba odezvy.
- Drift mezi autokorekcemi (pokud termokamera provádí autokorekce).

Použití externího zdroje referenční teploty (ETRS). Autokorekce nemusí být dostatečné pro kompenzaci posunu, takže použití ETRS může poskytnout způsob nápravy výsledky měření teploty během měření. Referenční teplota výsledky by měly být sledovatelné prostřednictvím kontaktní nebo bezkontaktní termometrie a ETRS emisivita by měla být brána v úvahu jako nejistota při použití kontaktní termometrie účely sledovatelnosti.

- Informace o bateriích a/nebo napájení.
- Stav měřeného předmětu (kůže by měla být čistá, neměl by se na ní pot, pleťové krémy, make-up nebo jiná bariéra).
- Další relevantní informace (údržba, kalibrace atd.).

Použití samotné termokamery k detekci osob se zvýšenou tělesnou teplotou kompatibilní, například s příznaky infekce nebo za podobným účelem při jakékoli jiné zdravotní nouzi (jako pandemie), se nedoporučuje kvůli vysoké nejistotě při určování teploty, jak je uvedeno v části 8. Pokud termokamera identifikuje možného febrilního jedince, pak to měření by mělo být potvrzeno kalibrovaným klinickým teploměrem, jak je doporučeno v standard [15].

7. Ovlivňující veličiny a přesnost

Přesnost termokamer závisí na několika ovlivňujících veličinách, které omezují kapacitu na určit (jádrovou) tělesnou teplotu. Část přesnosti souvisí s cílem a jeho stavem, část k podmínkám podél přenosové cesty mezi cílem a termokamerou a část k přesnosti samotné termokamery.

7.1. Schopnost určit (jádro) tělesné teploty

Teplota kůže velmi závisí jak na prokrvení kůže, tak na prostředí podmínky. Je velmi důležité si uvědomit, že teplota volně vyzařující kůže v nekontrolované prostředí nelze spolehlivě korelovat s tělesnou teplotou. Vzhledem k tomu Upozornění, aby byly účinné, musí být termokamery pro screening tělesné teploty používány ve stáji vnitřní prostředí (teplota 18 °C až 24 °C, relativní vlhkost 10 % rh až 75 % rh, bez průvanu nebo přímé proudění vzduchu, minimalizované nebo zabráněné přímému nebo nepřímému vystavení: slunečnímu záření, osvětlení, zdrojům teplo atd.). **Kromě toho mělo být měřené osobě umožněno aklimatizovat se na alespoň 10 minut na okolní podmínky po příchodu dovnitř zvenku, kde by to mohlo být horko, zima, mokro atd.**

V [16] po shromáždění a prostudování různých publikací došlo k závěru, že klinické studie ano nepodporují použití čelních teploměrů pro stanovení horečky, a to ani v klinické praxi nastavení, protože jejich výkon byl obecně mimo klinicky přijatelné limity. Stejný platí i pro termokamery, ale ve zvláštních případech, kdy je stínění nutné jako doplňkové bezpečnostní opatření, může být stále lepší, pokud jsou termokamery používány správně (např pokyny uvedené v tomto protokolu).

Pro klinické ověření bezkontaktního měření teploty je třeba provést více studií zařízení (čelní teploměry, termokamery) ke zjištění, zda existuje spolehlivá korelace (a za jakých podmínek) mezi možnými místy měření (čelo, oční koutek, krk, zápěstí...) a referenčních míst, jakož i k ověření úrovně přesnosti a nejistoty měření v všechny tyto případy. Pokud se termokamera používá pouze pro screening horečky, je citlivost a specifická vyšší důležitosti. Příklad klinického hodnocení termografie screeningu horečky je uveden v [17].

7.2. Přesnost termokamery

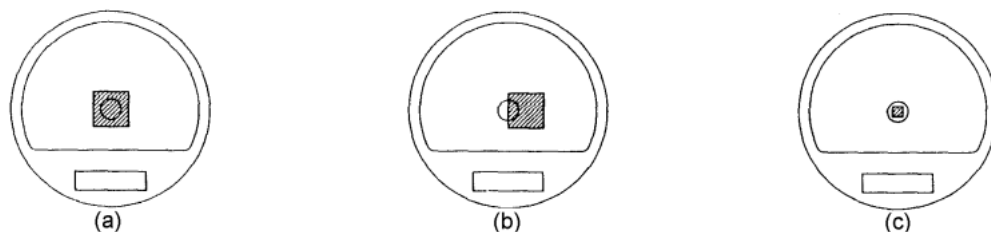
Kromě norem [12], [13], [14] a [15], směrnice VDI/VDE 5585 Část 1, Technická měření teploty – Měření teploty termografickými kamerami – 5585 Metrologická charakteristika [18] a VDI/VDE 5585 Část 2, Technické měření teploty – Měření teploty termografickými kamerami [19] popisují metrologické vlastnosti termokamery a způsoby vyhodnocení těchto charakteristik. Nejdůležitější metrologické vlastnosti, které ovlivňují přesnost termokamery, jsou:

- **Oblast zájmu (ROI):** obvykle měřený objekt nemůže pokrýt celé zorné pole termokamery. Proto musí být na snímku definována oblast zájmu (ROI). Slouží k určení teploty měřeného objektu. ROI musí být vždy menší než měřený objekt (také zvažte efekt velikosti zdroje).
- **Emisivita:** emisivita povrchu je poměr záření emitovaného z tohoto povrchu na záření vyzařované z černého tělesa o stejné teplotě. Emisivita může být považována za hodnotu mezi 0,94 a 0,999, takže termokamera musí být upravena pro tuto emisivitu. Obecně považujeme emisivitu může být za $0,98 \pm 0,01$.
- **Opakovatelnost:** směrodatná odchylka měření opakovaných ve velmi krátké době (několik minut) pomocí stejného zařízení stejným operátorem při měření zdroje konstantního záření.
- **Teplota prostředí:** vzniká nejistota, pokud je tento parametr nastaven na jinou hodnotu než skutečné teplotě prostředí (nebo efektivní teplotě prostředí, pokud prostředí je nejednotné). Tato nejistota také závisí na nastavení emisivity.
- **Relativní vlhkost prostředí:** nejistota vzniká, pokud je tento parametr nastaven na jinou hodnotu než skutečná relativní vlhkost prostředí.
- **Měřicí vzdálenost:** Měřicí vzdálenost by měla být v určitém rozsahu, v závislosti na tom na zorném poli termokamery a minimální zaostřovací vzdálenosti.
- **Spektrální rozsah:** parametr, který udává dolní a horní hranici rozsahu vlnových délek přes které termokamera detekuje záření.
- **Doba zahřívání:** doba potřebná po zapnutí termokamery k provozu dle dané specifikace.
- **Doba odezvy:** senzory nemění stav výstupu okamžitě, když se změní vstup. Výstup se změní do nového stavu po určitou dobu, která se nazývá doba odezvy, která je definována jako doba potřebná k tomu, aby se výstup senzoru změnil z předchozího stavu na konečnou ustálenou hodnotu v mezích tolerance.
- **Dlouhodobá stabilita:** reprodukovatelnost měření opakovaných po dlouhou dobu (měsíce, let) při měření zdroje s konstantním zářením. Dlouhodobá nestabilita způsobuje zpomalení kolísání výstupu, nazývané také **drift**, a k udržení je nutná pravidelná kalibrace přesnost termokamery⁵. Výrobce by měl poskytnout informace a dobu kalibrace⁶.
- **Krátkodobá stabilita:** reprodukovatelnost měření opakovaných během krátké doby (několik hodiny nebo dny) při měření zdroje s konstantním zářením.

⁵Je třeba poznamenat, že tato kalibrace by měla být provedena s termokamerou, která ukazuje, kde k dispozici v přímém režimu.

⁶Jeden z požadavků, které 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) je: „pokud je to vhodné, výrobce by měl do návodu k použití zahrnout údaje o bezpečném používání zařízení, včetně nutnosti pravidelných kalibrací a/nebo ověřování, aby bylo zajištěno spolehlivost provedených měření“.

- **Stabilita ETRS (pokud je použit):** teplotní stabilita ETRS ovlivňuje stabilitu čtení termokamery. Je důležité, aby bylo dosaženo stejné úrovně stability během celou dobu měření.
- **Ekvivalentní teplotní rozdíl nehomogenity (IETD):** označuje nejmenší řešitelný rozdíl teplotní rozdíl, a odpovídá hluku, který je distribuován v celém tepelný obraz povrchu s rovnoměrnou teplotou.
- **Noise ekvivalent teplotní rozdíl (NETD):** udává příspěvek k nejistota měření, která je způsobena vysokofrekvenčním časovým šumem přístroje. To je změna ekvivalentní teploty černého tělesa, která odpovídá změně záření, který vytvoří poměr signálu k šumu 1 v infračerveném zobrazovacím zařízení. Je určeno podle výrobce a jsou uvedeny ve specifikacích. Typická hodnota při 30 °C je 20 mK až 100 mK.
- **Minimální detekovatelný teplotní rozdíl (MDTD):** označuje nejmenší teplotu rozdíl, který může termokamera konzistentně detekovat v funkční cílové oblasti.
- **Zorné pole (cílová oblast, pole měření):** zorné pole (FOV) termokamery je definovaný horizontálním úhlem Θ_H a vertikálním úhlem Θ_V jeho optiky (obrázek 5). FOV sestává z několika IFOV (stejný jako počet pixelů detektoru, definovaný v Příloha). Odpovídající oblast FOV závisí na vzdálenosti cíle od termokamera.
- **Nerovnoměrnost (NU):** označuje odchylku mezi zobrazenými hodnotami teploty jednotlivé prvky detektoru (pixely) v obraze, když je detektor vystaven zdroji s homogenním zářením, přičemž se zanedbává časově závislý vnitřní šum nástroj. Příčiny NU jsou nehomogenita odezvy detektoru napříč oblast detektoru a optické vlastnosti čočky. Výrobci se to snaží kompenzovat NU pomocí softwaru pro zpracování signálu během počátečního nastavení kamery (NUC – oprava nestejnóměrnosti). Ovšem jako dokonale homogenní, velkoplošná teplota Zdroje záření obvykle nejsou dostupné, počáteční proces NUC není dokonalý. Proto, zbytková chyba je vyjádřena jako nerovnoměrnost.
- **Efekt velikosti zdroje (SSE):** v určité vzdálenosti radiační teploměr nebo termika zobrazovací kamera má dané jmenovité zorné pole, které je definováno optikou. Teoreticky bychom mohli provést měření správně a získat přesný výsledek, pokud ano nominální zorné pole (někdy označené jako kruh v hledáčku záření teploměr) je zcela zaplněn zdrojem (přerušovaný čtverec na obrázku 3(a)). V praxi, to není vždy možné, buď kvůli nesouososti (obrázek 3(b)) nebo kvůli omezením v optika přístroje, což má za následek příliš velké zorné pole daného zdroje (obr 3(c)). Ale i když je nominální zorné pole zcela vyplněno cílem, nějaké záření zevnitř nominálního zorného pole je ztraceno a je detekováno určité záření zvenčí. Tento jev je známý jako efekt velikosti zdroje (SSE). Obvykle se vyjadřuje jako a procento signálu přicházejícího z nominálního zorného pole (100 % znamená žádný SSE). Výsledkem je jiná naměřená teplota, než je velikost zdroje stabilní teploty změněno [20]. SSE je důsledkem rozptylu záření na prachových částicích nebo jiných nečistotách na čočce, odrazy na a mezi povrchy čoček, difrakce a aberace v čočce optický systém radiačního teploměru nebo termokamery [21].



Obrázek 3: Prezentace (a) správného, (b) nesprávného a (c) nemožného měření z pohledu přes hledáček radiačního teploměru s vyznačeným jmenovitým zorným polem.

Výše uvedené parametry by měl určit výrobce nebo kalibrace laboratoři přiřadit termokameře přesnost, která by měla být návazná na ITS-90 teplotní stupnice v souladu s požadavky normy ISO/IEC 17025. Návaznost teploty na ITS-90 je obvykle poskytována akreditovanou teplotní kalibrací ISO/IEC 17025 laboratoří.

Kromě kalibrace v laboratoři, jak je popsáno výše, pro splnění požadavků na přesnost pro tělesného screeningu, je nutná klinická validace. Test klinické přesnosti je určen pro hodnocení přesnost vestavěných offsetů místa těla a výkon termokamery při posuzování jádra tělesná teplota skutečných subjektů. **U termokamer zatím nejsou podrobnosti o klinické validaci uvedeny v jakékoli normě.**

7.3. Nejistoty měření při kalibraci a použití termokamer

Nejistoty měření jsou spojeny jak s termokamerou samotnou, tak s měřením metoda, která je také ovlivněna podmínkami prostředí.

S termokamerou se vztahují následující nejistoty měření:

- **Opakovatelnost termokamery:** nejistota stanovená při kalibraci, vypočtená jako standardní odchylka několika měření v jednom kalibračním bodě nebo z proložení křivky přes několik kalibračních bodů. Zahrnuje stabilitu černého tělesa a ETRS.
- **Nejistota čtení:** tato nejistota přímo souvisí s rozlišením termokamery (do nejistoty je obvykle zahrnuta pouze největší z této složky nebo výše uvedená složka rozpočet).
- **Efekt velikosti zdroje (SSE):** naměřená teplota cíle s konstantní radiací se mění podle velikosti cíle. To je způsobeno rozptylem a difrakcí uvnitř optiky systém měřicího přístroje. Navíc může dojít k extrémní SSE, pokud je zorné pole zařízení je větší než cíl, takže není zcela zaplněno cílem. Kvůli termokamery by se měly používat co nejbližší k povrchu kůže, aby se dosáhlo a minimální zorné pole, ze kterého se měření provádí, a měly by být také kalibrovány tímto způsobem.
- **Efekt vzdálenosti:** souvisí s SSE, protože se zvětšuje vzdálenost měření zvětšuje zorné pole teploměru vzhledem k cíli s pevným průměrem (a také mírně snižuje signál v důsledku atmosférické absorpce). V důsledku toho jako vzdálenost Pokud je cíl zvýšen, hodnota teploty se liší od skutečné cílové teploty.
- **Drift mezi autokorekcemi (pokud je to možné):** drift mezi autokorekcemi v termice snímače by měly být co nejmenší (méně než 0,3 °C) a doba trvání autokorekce proces by měl být co nejkratší (méně než 1 sekunda). Může být provedena autokorekce automaticky (preferované nastavení) nebo ručně.
- **Nerovnoměrnost:** stejně jako dokonale homogenní, velkoplošné zdroje tepelného záření jsou obvykle není k dispozici [22], počáteční proces NUC není dokonalý. Zbytková chyba je tedy vyjádřeno jako nejednotnost. Vyhodnotit nestejnóměrnost termokamery během kalibrace pomocí černého tělesa s malou aperturou je potřeba vyhodnotit jednotlivé části detektoru samostatně [23]. Nejednotnost také zahrnuje účinky NETD, MDTD a IETD.
- **Stabilita externího zdroje referenční teploty (je-li k dispozici):** pokud má termokamera externí teplotní zdroj (ETRS), jeho stabilita je nesmírně důležitá, protože ovlivňuje přímo čtení termokamery. Ovšem opakovatelnost termokamery zahrnuje stabilitu ETRS.

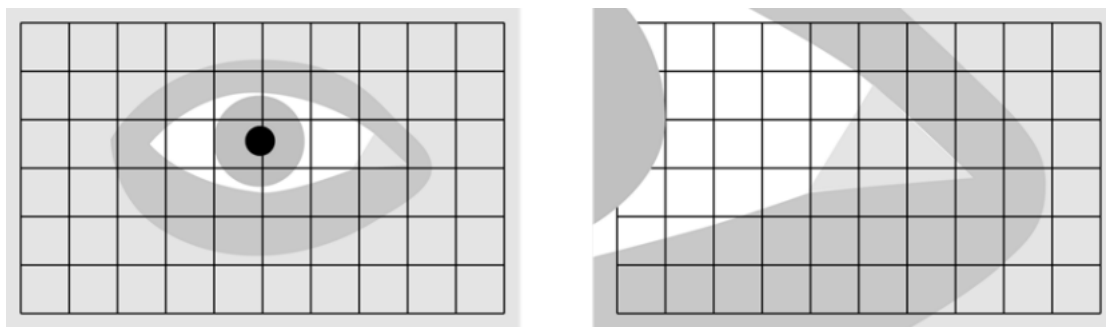
Následující nejistoty měření souvisejí s metodou měření a prostředím podmínky při kalibraci nebo praktickém použití:

Kalibrační systém:

- **Černé těleso:** nejistota způsobená teplotou a rovnoměrností černého tělesa, určená hodnocení akreditovanou laboratoří nebo uvedené ve specifikaci výrobce (zřídka provádí se rozsáhlé hodnocení a ne pro každé zařízení). Na základě standardu 80601-2-59, maximální rozšířená nejistota zdroje černého tělesa by měla být $\leq 0,2$ °C, zatímco kombinovaná stabilita a drift by měly být $\leq 0,05$ °C. Při použití ETRS se jeho maximum rozšiřuje nejistota by měla být $\leq 0,3$ °C, zatímco kombinovaná stabilita a drift by měla být $\leq 0,1$ °C.
- **Emisivita černého tělesa:** teplota záření černého tělesa je nižší než skutečná teplota, když je okolní teplota nižší než teplota černého tělesa, jako a důsledek toho, že emisivita černého tělesa je poněkud menší než 1. Nejistota v teplota záření závisí na nejistotě skutečné teploty, nejistotě v spektrální odezva termokamery a nejistota emisivity černého tělesa. Pro dobře navržená dutina černého tělesa je emisivita obecně vyšší než 0,999 a tento parametr k nejistotě přispívá minimálně.
- **Referenční teploměr:** nejistota referenčního teploměru použitého k přiřazení teplota k černému tělesu (odporový teploměr, termočlánek, radiační teploměr), získané z jeho kalibračního certifikátu.
- **Pomocné zařízení:** (je-li použitelné) nejistota měřicího zařízení (odporový můstek popř nanovoltmetr) pro referenční teploměr získaný z jeho kalibračního certifikátu.

Zdroje nejistoty při praktickém použití:

- **Emisivita cílového objektu:** změna emisivity kůže 0,94 až 0,999 znamená určitou kolísání měřené teploty pro pevnou hodnotu instrumentální emisivity, která může být považováno za nejistotu. V závislosti na teplotě detektoru, okolní teplotě, vlnový rozsah termokamery, nastavení instrumentální emisivity a skutečné emisivity kůže, můžeme vypočítat možný nejhorší případ: emisivita kůže 0,999, nastavení instrumentální emisivity do 0,94, rozsah vlnových délek 8–14 μm , teplota okolí a detektoru 23,0 °C, má za následek teplotní rozdíl 0,80 °C pro teplotu pokožky 37 °C.
- **Okolní podmínky:** souvisí s efektem vzdálenosti v důsledku atmosférického přenosu. Zkrátka vzdálenosti (několik metrů) v kontrovaném prostředí bychom je mohli považovat za zanedbatelné.
- **Doba měření:** čas potřebný k provedení měření termokamerou (doba aklimatizace měřené osoby a rychlost osoby, která se pohybuje před ní místo tepelného stínění).
- **Odražené záření:** jedná se o část záření z teplejších nebo chladnějších objektů v okolí, které by mohly ovlivnit záření měřeného povrchu na jeho cestě k detektoru. Opatření musí být zabráněno odraženému záření od takových objektů (např. blokováním bariérami).
- **Záření pozadí:** (vztahuje se k předchozí odrážce) jedná se o přítomné tepelné záření v prostředí na určitém místě (bez vnějších zdrojů záření v předchozí odrážka). U termokamery je to kompenzováno zadáním hodnoty teplotu prostředí do softwaru termokamery.
- **Minimální cílová velikost:** V případě termokamery je také důležité, aby byl dostatek pixelů pokrývající oblast zájmu (obrázek 4). Na obrázku vlevo není dostatek pixelů změřte oční koutek, zatímco obrázek vpravo ukazuje přijatelnější měření.



Obrázek 4: Příklad měření očního koutku pro odhad teploty lidského těla. Každý čtverec představuje pixel detektoru, který je zobrazen na displeji.

V tabulce 1 je uveden nejlepší rozpočet nejistoty, pokud byla splněna všechna opatření uvedená v části 7 přijato. Seznam nezahrnuje nejistotu ve schopnosti termokamery měřit jádro jádra teplota, která by mohla být významná, protože v současné době nejsou publikovány žádné sledovatelné studie vyhodnocení tělesné teploty z čela/teploty kůže.

Tabulka 1: Nejistota rozpočtu pro termokameru při kalibraci a použití (nejlepší případ, který je zde k dispozici čas⁷). Rozšířená nejistota je zaokrouhlena na typické rozlišení termokamery (0,1 °C) a je dosažitelné pouze v případě, že je termokamera zkalibrována a je použita kalibrační korekce.

Složka nejistoty	Kalibrace / °C	Při použití / °C
Opakovatelnost	0,1 (*)	0,2 (*)
Čtení (rozlišení)	0,1√12 (*)	0,1√12 (*)
Size-of-Source Effect (SSE)	0,1√12 (*)	0,3√12 (*)
Efekt vzdálenosti (včetně SSE)		
Drift (v pořadí rozlišení)		0,1√12 (**)
Nestejnoměrnost	0,1√12	0,1√12
Černé tělo (homogenita)	(***)	
Emisivita černého tělesa (±0,005)	0,06	
Referenční teploměr	0,01	
Pomocná zařízení	0,01	
Emisivita měřeného objektu (±0,01) ⁸	/	0,14√12(****)
Okolní podmínky	/	0,1√12 (****)
Odražené záření	/	0,2√12 (****)
Záření pozadí	/	0,1√12 (****)
Homogenita měřené plochy	/	0,2√12 (****)
Kombinovaná standardní nejistota	0,13	0,26
Rozšířená nejistota	0,26	0,52
Zaokrouhlená nejistota [~95 % pravděpodobnostní interval]	±0,3 °C	±0,6 °C

(*) 10 provedených měření, bere se v úvahu pouze největší z obou příspěvků

(**) Byl uvažován posun rovný rozlišení

(***) zahrnuto v nejednotnosti

(****) nejlepší odhady v použití

Podrobné informace o tom, jak přistupovat k vyhodnocování naměřených dat a posuzování nejistota měření je popsána v dokumentu Evaluation of measurement data — Guide to the vyjádření nejistoty měření [24].

8. Zkušební metody/kalibrace termokamer

Následující zkušební metody/kalibrace se provedou podle příslušných požadavků normy [12], [13], [14], [15], [18] a [19]:

- Drift mezi autokorekcemi

⁷ Nejvyšší nejistota měření, které lze dosáhnout během kalibrace a používání.

⁸ Na základě výsledků doplňkového srovnání CCT mezi některými NMI [25] dosažitelná nejistota měření emivity se pohybuje kolem 1 %.

- Minimální zjistitelný rozdíl teplot
- Jednotnost detektoru (jak je zobrazena na displeji)
- SSE a efekt vzdálenosti

Nejlepší postupy pro standardizované testování výkonu termokamer určených pro screening horečky jsou popsány v recenzích [26] a [27].

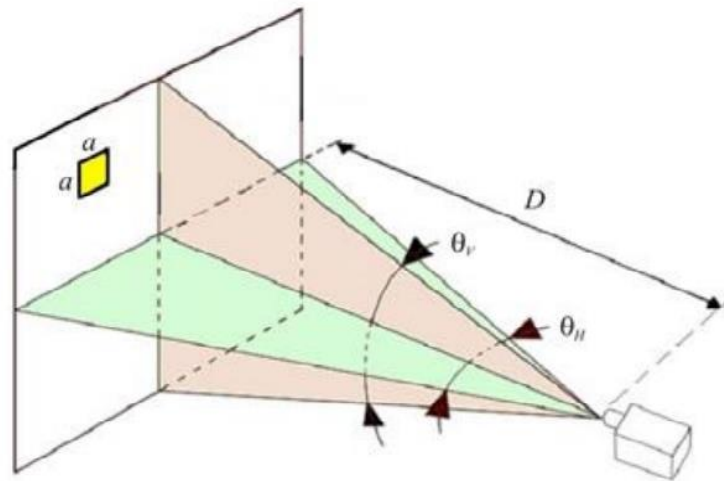
9. Postup teplotního screeningu

Většina používaných termokamer není dostatečně kvalitní, aby mohla spolehlivě provádět proces a přesné měření teploty lidského těla, zvláště když na základě této teploty usuzujeme na měření teploty na čele nebo kdekoli na obličeji. Proto je použitá metoda lépe popsána jako screeningový test, který musí být v kritických případech (kolem prahových hodnot) potvrzen s jiným kalibrovaným klinickým teploměrem. Screeningový test umožňuje především rychlou a bezkontaktní kontrolu měření teploty velkého počtu lidí, někdy i několika lidí současně čas; pro nejspolehlivější screening se však tento přístup nedoporučuje. Taková měření musí být pečlivě naplánována, aby bylo dosaženo maximální účinnosti v daných podmínkách. Proto správně je nutné plánovat a zvážit následující prvky:

- výběr termokamery a její kalibrace/vyhodnocení před použitím;
- vhodné nastavení termokamery v místnosti, kde probíhá měření teploty provedeno (kontrolované prostředí, žádný průvan, žádné přímé sluneční světlo);
- nastavení parametrů měření v termokameře (emisivita měřeného objektu, limitní teplota, vzdálenost, ohnisko, průměrná okolní teplota (stěny, strop a podlaha) v důsledku záření pozadí, relativní vlhkost) je nezbytná pro získání přesné teploty, měření;
- příprava příslušných pokynů pro měření a bezpečnostní postupy související s výsledkem měření;
- školení pracovníků provádějících měření (pravidelné a periodické) k obsluze, nastavení a údržbě systémů měření, a zejména správně interpretovat výsledky screeningu;
- příprava měřených osob.

Další podrobnosti jsou k dispozici v normě ISO/TR 13154: 2017 Lékařská elektrická zařízení — Nasazení, implementace a provozní pokyny pro identifikaci febrilních lidí pomocí screeningu termograf [13], ve směrnici SS 582:Part 2:2020 Specifikace pro termokamery pro člověka teplotní screening – Provozní pokyny [15] a v knize The thermal human body: a praktický průvodce termovizí [28], který předkládá důkladný přehled termovizí pro lékařské účely.

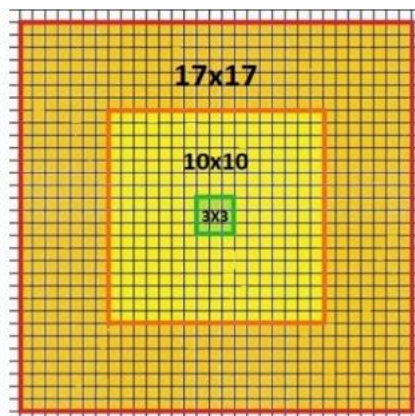
10. Příloha A: Zorné pole termokamery (FOV) a efekt velikosti zdroje (SSE)



Obrázek 5: Zorné pole (FOV) a okamžité zorné pole (IFOV) termokamery

Velmi důležitým faktorem, který je třeba vzít v úvahu, je velikost bodu – tedy plocha (a po a) pokrytá každým detektorem prvek (pixel) na měřeném objektu (viz obrázek 5), definovaný jako prostorové rozlišení nebo okamžitý zorné pole (IFOV). Úplné zorné pole (FOV) termokamery je definováno horizontálním úhlem, Θ_H , a vertikálním úhlem, Θ_V , sevřeným úplným cílem. IEC 80601-2-59 specifikuje, že obličej by měl vyplnit alespoň 240×180 pixelů a že IFOV by nemělo být větší než $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ na tvář.

Termokamera s vyšším rozlišením je na danou vzdálenost obvykle přesnější než termokamera imager se stejným FOV a nižším rozlišením díky lepšímu optickému systému. Chceme-li nejvyšší přesnosti teploty, musíme zajistit, aby nejmenší objekt nebo oblast zájmu (ROI) byla plně naplněna s rozlišením alespoň 10×10 pixelů [29]. I když to výrobci termokamer doporučují naměřená ROI by měla být pokryta polem alespoň 3×3 pixelů, studie [30] ukázala, že pro specifikovaná přesnost, měřená plocha, za předpokladu, že má homogenní teplotu, by měla být pokryta alespoň 10×10 pixelů, z nichž bychom měli vzít v úvahu pouze centrální 3×3 pixely. Konečný výsledek naměřené teploty (obrázek 6). To znamená, že alespoň sedm pixelů od okraje centrální ROI (3×3 pixely), která pokrývá oblast s homogenní teplotou, by měla být vyloučeno z výpočtu teploty. To platí pro vysoké rozlišení a vysokou kvalitu termokamery. Termokamery s nízkým rozlišením obvykle vykazují horší SSE kvůli horší optice systém (levnější termovizní systémy). Pro takové termokamery je výhodné, aby ROI při minimálně 17×17 pixelů pokrývá oblast s homogenní teplotou, se kterou bychom měli počítat pouze centrální 3×3 pixely pro konečný výsledek naměřené teploty, jak je znázorněno na obrázku 6.



Obrázek 6: Počet pixelů v detektoru termokamery, které mají být vystaveny stabilnímu a rovnoměrnému teplu tok pro získání přesného měření teploty.

Okamžité zorné pole (IFOV) je důležité pro určení, jak velkou plochu má jeden pixel detektor může vidět z hlediska zorného pole (FOV). Lze jej vypočítat pomocí následující rovnice:

$$\text{IFOV/mrad} = \text{FOV} / (\text{počet pixelů}) \cdot (3,14/180) \cdot 1000, \quad (1)$$

kde FOV je zorné pole kamery ve stupních (horizontální nebo vertikální), počet pixelů odpovídá počet pixelů v celém horizontálním nebo vertikálním směru a zbytek rovnice je převodní faktor (17,44) na mrad. Abychom vypočítali IFOV v milimetrech, musíme vynásobit IFOV v mrad podle vzdálenosti d v metrech:

$$\text{IFOV/mm} = \text{IFOV/mrad} \cdot d/m. \quad (2)$$

Pokud je například horizontální FOV 45° a počet pixelů v horizontálním směru je 640, pak IFOV je 1,23 mrad. Téměř stejné číslo je vypočítáno pro vertikální FOV 34° a 480 pixelů. To znamená, že jeden pixel ve vzdálenosti 1 m odpovídá ploše $1,23 \text{ mm} \times 1,23 \text{ mm} = 1,51 \text{ mm}^2$ na cíl. Teoreticky na tuto vzdálenost potřebujeme terč o rozměrech $3,69 \text{ mm} \times 3,69 \text{ mm} = 13,62 \text{ mm}^2$ alespoň pro pokrytí 3×3 pixely, tedy 151 mm^2 pro pokrytí 10×10 pixelů. Dalším velmi důležitým faktorem je správné zaostření (ostrý obraz). Špatné zaostření by mohlo do značné míry snížit přesnost. Je důležité si uvědomit, že digitální zoom nezlepšuje přesnost měření.

11. Reference

- [1] 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
- [2] Benzinger M., "Tympanic thermometry in anaesthesia and surgery", JAMA, 209, 1969, pp 1207-11
- [3] Webb G. E., "Comparison of esophageal and tympanic temperature monitoring during cardiopulmonary bypass" Anaesthesia and Analgesia, 52, 1973, pp 729-33
- [4] Brinnel H. and Cabanac M. T. "Tympanic temperature is a core temperature in humans" J. Therm. Bio. (UK) 14, 1969, pp 47 – 53
- [5] PUŠNIK, Igor, et al. Comparison of blackbodies for calibration of infrared ear thermometers. International journal of thermophysics. Feb. 2011, vol. 32, no. 1/2, pp. 127-138
- [6] PUŠNIK, Igor, SIMPSON, Rob, DRNOVŠEK, Janko. Bilateral comparison of blackbody cavities for calibration of infrared ear thermometers between NPL and FE/LMK. Physiological measurement. [Print ed.]. 2004, vol. 25, pp. 1239-1247
- [7] 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"
- [8] Best practice guide "Use of ear radiation thermometers to perform traceable non-contact measurements of human body temperature"
- [9] Togawa T. "Non-contact skin emissivity: measurement from reflectance using step change in ambient radiation temperature" Clin. Phys. Physiol. Meas., 10-1, 1989, pp 39-48
- [10] Sanchez-Marin F. J. et al, "Novel approach to assess the emissivity of the human skin" Journal of biomedical optics, 14(2), 2009, pp 24006-1 to 6
- [11] Rogalski A., Progress in focal plane array technologies, Progress in Quantum Electronics, 2012 vol. 36, pp. 342–473
- [12] IEC 80601-2-59: 2017 Medical electrical equipment - Part 2-59: Particular requirements for basic safety and essential performance of screening thermographs for human febrile temperature screening.
- [13] ISO/TR 13154: 2017 Medical electrical equipment — Deployment, implementation and operational guidelines for identifying febrile humans using a screening thermograph.
- [14] SS 582: Part 1:2020 Specification for thermal imagers for human temperature screening - requirements and test methods
- [15] SS 582: Part 2:2020 Specification for thermal imagers for human temperature screening - Implementation guidelines
- [16] 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
- [17] Zhou Y. et al. "Clinical evaluation of fever-screening thermography: impact of consensus guidelines and facial measurement location" Journal of Biomedical Optics, Vol. 25(9) 2020

- [18] VDI/VDE 5585 Part 1, Technical temperature measurement – Temperature measurement with thermographic cameras - Metrological characterization, Verein Deutscher Ingenieure, Düsseldorf 2018.
- [19] VDI/VDE 5585 Part 2, Technical temperature measurement – Temperature measurement with thermographic cameras - Calibration, Verein Deutscher Ingenieure, Düsseldorf 2020.
- [20] Pušnik I., Grgić G., and Drnovšek J. "Calculated uncertainty of temperature due to the size-of-source effect in commercial radiation thermometers." *International Journal of Thermophysics* 29, no. 1 (2008): 322-329.
- [21] Howard W. Y., Allen W. D., and Saunders D. R. "Methods to reduce the size-of-source effect in radiometers." *Metrologia* 42, no. 2 (2005): 89.
- [22] Miklavec A., Pušnik I., Batagelj V., Drnovšek J. "A large aperture blackbody bath for calibration of thermal imagers". *Measurement science & technology*. 2013, vol. 2, no. 24, pp. 1-8
- [23] Miklavec A., Pušnik I., Batagelj V., Drnovšek J. "Calibration of thermal imagers by evaluation of the entire field-of-view". *International journal of thermophysics*. 2011, vol. 32, no. 11/12, pp. 2600-2609
- [24] JCGM 100:2008. Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement, Joint Committee for Guides in Metrology, BIPM, Sèvres, France 2018
- [25] https://www.bipm.org/documents/20126/45532263/CCT-S1_Final_report.pdf/ff13eee0-bf6d-0968-bf9e-31157379b27a
- [26] Ghassemi P., Pfefer J.T., Casamento J. P., Simpson R., Wang Q., "Best practices for standardized performance testing of infrared thermographs intended for fever screening", *PLOS ONE*, September 19. 2018, pp. 1-24
- [27] Schmidt M. et al. Testing and performance standards for elevated skin temperature (EST) screening systems using infrared cameras, *Proc. of SPIE Vol. 11741, 1174117*, doi: 10.1117/12.2589024
- [28] K. Ammer, F. Ring, "The thermal human body: a practical guide to thermal imaging", Jenny Stanford Publishing, Singapore, ISBN 978-981-4745-82-6 (274 pages)
- [29] <https://www.flir.com/discover/rd-science/infrared-camera-accuracy-and-uncertainty-in-plainlanguage/>
- [30] Pušnik I., Geršak G. Evaluation of the size-of-source effect in thermal imaging cameras. *Sensors*. Jan.- 2 2021, iss. 2, 607, pp. 1-22, DOI: 10.3390/s21020607